CAPÍTULO

8

BASES BIOLÓGICAS DEL TRATAMIENTO ORTODÓNCICO

ESQUEMA DEL CAPÍTULO

RESPUESTA PERIODONTAL Y ÓSEA A LA FUNCIÓN NORMAL
- Estructura y función del ligamento periodontal
- Respuesta a la función normal
- Papel del ligamento periodontal en la erupción y la estabilización dental

RESPUESTA DEL LIGAMENTO PERIODONTAL Y EL HUESO A LAS FUERZAS MANTENIDAS
- Control biológico del movimiento dental
- Efectos de la magnitud de las fuerzas
- Efectos de la distribución de las fuerzas y tipos de movimiento dental
- Efectos de la duración de las fuerzas y la disminución de las mismas
- Efectos de los fármacos sobre la respuesta a las fuerzas ortodóncicas
- Efectos de las lesiones locales: corticotomía y movimiento dental acelerado

EL ANCLAJE Y SU CONTROL
- Anclaje: resistencia al movimiento dental no deseado

EFECTOS PERJUDICIALES DE LAS FUERZAS ORTODÓNCICAS
- Movilidad y dolor como consecuencia del tratamiento ortodóncico
- Efectos sobre la pulpa
- Efectos sobre la estructura de las raíces
- Efectos del tratamiento sobre la altura del hueso alveolar

EFECTOS ESQUELÉTICOS DE LAS FUERZAS ORTODÓNCICAS: MODIFICACIÓN DEL CRECIMIENTO
- Principios de la modificación del crecimiento
- Efectos de las fuerzas ortodóncicas sobre el maxilar y el tercio medio facial
- Efectos de las fuerzas ortodóncicas sobre la mandíbula

El tratamiento ortodóncico se basa en el principio de que si se aplica una presión prolongada sobre un diente, se producirá una movilización del mismo al remodelarse el hueso que lo rodea. El hueso desaparece selectivamente de unas zonas y va añadiéndose a otras. Esencialmente, el diente se desplaza a través del hueso, arrastrando consigo su aparato de anclaje, al producirse la migración del alvéolo dental. Dado que la respuesta ósea está mediada por el ligamento periodontal, el movimiento dental es fundamentalmente un fenómeno de dicho ligamento.

Las fuerzas aplicadas a los dientes también pueden influir en el patrón de aposición y reabsorción óseas en puntos alejados de los dientes, sobre todo en las suturas del maxilar y las superficies óseas de ambos lados de la articulación temporomandibular (ATM). Por otra parte, actualmente podemos aplicar fuerzas sobre implantes colocados en el maxilar superior o inferior para modificar el crecimiento en las suturas maxilares y del cóndilo mandibular. Por consiguiente, la respuesta biológica al tratamiento ortodóncico no solo comprende la respuesta del ligamento periodontal, sino también la de zonas en crecimiento ajenas a la dentición.

En este capítulo comentaremos inicialmente la respuesta de las estructuras periodontales a las fuerzas ortodóncicas, considerando a continuación la respuesta de las zonas óseas alejadas de la dentición, basándonos en los conceptos del crecimiento normal que se analizan en los capítulos 2-4.

RESPUESTA PERIODONTAL Y ÓSEA A LA FUNCIÓN NORMAL

Estructura y función del ligamento periodontal

Cada diente está fijado al hueso alveolar y separado del alvéolo adyacente por una fuerte estructura colagenosa de sujeción: el ligamento periodontal (LPD). En circunstancias normales, el LPD ocupa un espacio de unos 0,5 mm de anchura alrededor

© 2014. Elsevier España, S.L. Reservados todos los derechos

de toda la raíz. El principal componente del ligamento es, con diferencia, una red de fibras de colágeno paralelas, que se insertan en el cemento de la superficie radicular a un lado y en la lámina dura (una placa ósea relativamente densa) al otro lado. Estas fibras de sujeción discurren en un ángulo determinado y se fijan más lejos apicalmente sobre el diente que sobre el hueso alveolar adyacente. Como es lógico, esta disposición permite resistir el desplazamiento previsible del diente durante la función normal (fig. 8-1).

Aunque la mayor parte del espacio del LPD está ocupado por los haces de fibras colagenosas que constituyen la inserción ligamentosa, también hay que considerar otros dos componentes importantes del ligamento: 1) los elementos celulares, que incluyen células mesenquimatosas de diversos tipos, así como elementos vasculares y neurales, y 2) los líquidos hísticos. Ambos desempeñan un papel importante en la función normal y posibilitan los movimientos ortodóncicos de los dientes.

Los principales elementos celulares del LPD son células mesenquimatosas indiferenciadas y su progenie, en forma de fibroblastos y osteoblastos. El colágeno del ligamento se remodela y renueva constantemente durante la función normal. Las mismas células pueden actuar como fibroblastos, produciendo nuevos materiales para la matriz de colágeno, y como fibroclastos, destruyendo el colágeno sintetizado previamente.[1] También son constantes la remodelación y la reestructuración del alvéolo óseo y del cemento radicular, aunque a menor escala, como respuesta a la función normal.

Los fibroblastos del LPD poseen propiedades parecidas a las de los osteoblastos, y probablemente surja nuevo tejido óseo alveolar formado por osteoblastos que se han diferenciado de la población celular local.[2] El hueso y el cemento son eliminados por osteoclastos especializados y cementoclastos, respectivamente. Estas células gigantes multinucleadas se diferencian bastante de los osteoblastos y cementoblastos que producen hueso y cemento. A pesar de los años de investigación dedicados a ello, su origen sigue siendo controvertido. La mayoría son de origen hematógeno; algunas pueden derivar de células progenitoras que se localizan en la zona local, pero no de las células osteoprogenitoras locales.[3]

Aunque el LPD no está muy vascularizado, contiene vasos sanguíneos y células del sistema vascular. También incluye terminaciones nerviosas, tanto terminaciones libres amielínicas relacionadas con la percepción del dolor como receptores más complejos relacionados con la información sobre la presión y la posición (propiocepción).

Por último, conviene señalar que el espacio del LPD está lleno de líquido, que es el mismo que se puede encontrar en los restantes tejidos y que se deriva en última instancia del sistema vascular. Una cámara llena de líquido con paredes porosas, pero que retienen dicho líquido, podría ser la descripción de un amortiguador de golpes, y en una función normal el líquido hace que el espacio del LPD actúe como tal.

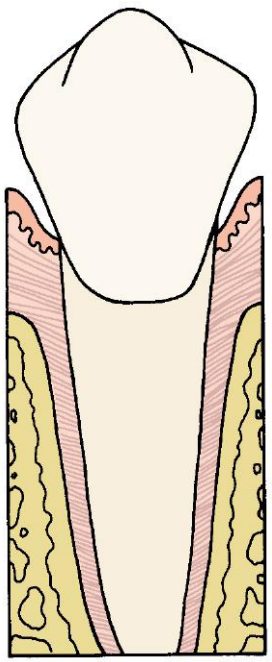


FIGURA 8-1 Representación esquemática de las estructuras periodontales (hueso en *rojo pálido*). Obsérvese la angulación de las fibras del ligamento periodontal.

Respuesta a la función normal

Durante la masticación, los dientes y las estructuras periodontales están sometidos a fuerzas intensas e intermitentes. Los contactos entre los dientes duran 1 s o menos; las fuerzas son bastante intensas: desde 1-2 kg al masticar productos blandos hasta los 50 kg que se alcanzan al masticar un objeto más resistente. Cuando un diente se ve sometido a sobrecargas importantes de este tipo, el líquido hístico incompresible evita un rápido desplazamiento del diente dentro del espacio del LPD. En su lugar, la fuerza se transmite al hueso alveolar, que se deforma en respuesta a la misma.

El grado de deformación ósea no suele apreciarse durante la función maxilar normal (y de otros elementos esqueléticos del cuerpo). El cuerpo de la mandíbula se dobla al abrir y cerrar la boca, aunque no existan fuerzas masticatorias muy intensas. Al abrirla por completo, la distancia entre los molares inferiores disminuye en 2 o 3 mm. Durante la masticación intensa, cada uno de los dientes se desplaza ligeramente al deformarse el hueso del proceso alveolar para permitir este fenómeno, y las tensiones de deformación se transmiten a distancias considerables. El hueso que se deforma como respuesta de la función normal genera corrientes piezoeléctricas (fig. 8-2) que parecen ser un estímulo importante para la reconstrucción y reparación esqueléticas (v. comentario más adelante en este capítulo). Este es el mecanismo por el que la arquitectura ósea se adapta a las demandas funcionales.

Durante el primer segundo de aplicación de la presión, muy poco líquido sale del espacio del LPD. Sin embargo, si se mantiene la presión sobre un diente, se exprime el líquido con rapidez y el diente se desplaza dentro del espacio del LPD, y se comprime al propio ligamento contra el hueso adyacente. No debe sorprendernos que ello provoque dolor. El dolor suele percibirse tras 3-5 s de fuerza intensa e indica que el líquido ha salido y que el LPD está recibiendo directamente la presión en esa cantidad de tiempo (tabla 8-1). La resistencia que oponen los líquidos hísticos permite la masticación normal, sin que las fuerzas que actúan durante 1 s o menos lleguen a producir dolor.

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

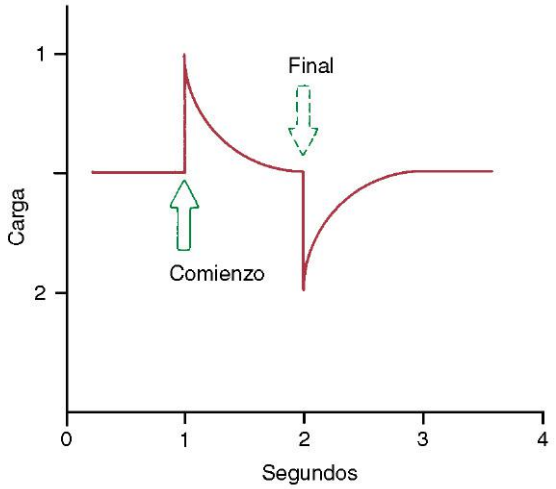


FIGURA 8-2 Cuando se aplica una fuerza a una estructura cristalina (como el hueso o el colágeno), se produce un flujo de corriente que decae rápidamente. Al dejar de aplicarla, se observa un flujo de corriente contrario. Este efecto piezoeléctrico se debe a la migración de los electrones en la retícula cristalina.

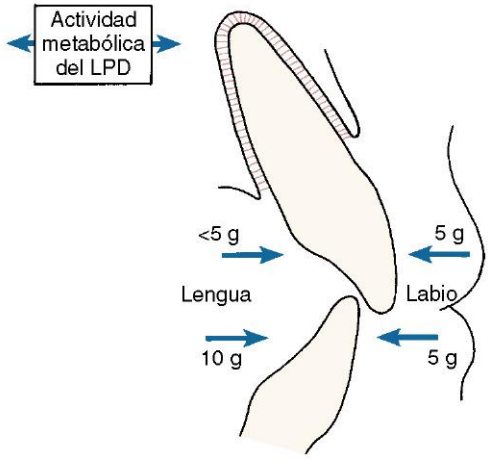


FIGURA 8-3 Las presiones en reposo de los labios o las mejillas y la lengua no suelen estar equilibradas. En algunas zonas, como la mandibular anterior, la presión lingual es mayor que la labial. En otras, como la región de los incisivos superiores, la presión lingual es mayor. La estabilización activa producida por los efectos metabólicos en el ligamento periodontal (LPD) explica probablemente la estabilidad de los dientes en presencia de presiones desequilibradas que de otra forma provocarían la movilización dental.

TABLA 8-1

Respuesta fisiológica a la aplicación de una presión intensa sobre un diente

Tiempo (segundos)	Respuesta
<1	El líquido del LPD no se comprime, el hueso alveolar se flexiona, se genera una señal piezoeléctrica
1-2	Se exprime el líquido del LPD, el diente se mueve dentro del espacio del LPD
3-5	Sale el líquido del LPD, los tejidos se comprimen; dolor inmediato si la presión es intensa

LPD, ligamento periodontal.

Aunque el LPD está perfectamente adaptado para resistir fuerzas de escasa duración, pierde rápidamente su capacidad de adaptación al salir el líquido hístico de su zona de confinamiento. Una fuerza prolongada, aunque sea de escasa magnitud, provoca una respuesta fisiológica diferente, la remodelación del hueso adyacente. La movilización ortodóncica de los dientes es posible gracias a la aplicación de fuerzas prolongadas. Además, las fuerzas leves y prolongadas del entorno natural (las fuerzas de los labios, las mejillas o la lengua sobre los dientes) tienen la misma capacidad que las fuerzas ortodóncicas para provocar el desplazamiento de los dientes a una posición diferente (v. comentario sobre los factores de equilibrio en el capítulo 5).

Papel del ligamento periodontal en la erupción y la estabilización dental

El fenómeno de la erupción dental da a entender que las fuerzas generadas dentro del propio LPD pueden producir el movimiento de los dientes. Una vez que un diente emerge en la boca, el resto de la erupción depende de una serie de procesos metabólicos en el seno del LPD, como la formación, el desarrollo de los enlaces cruzados y la maduración y el acortamiento de las fibras de colágeno, aunque probablemente no se limiten solo a estos procesos (v. capítulo 3). Este proceso continúa durante la vida adulta, aunque a menor velocidad. Es frecuente que un diente cuyo antagonista ha sido extraído empiece a erupcionar de nuevo tras muchos años de aparente inactividad.

La presencia continuada de este mecanismo indica que no solo se puede producir la erupción de los dientes en las circunstancias adecuadas, sino también la estabilización activa de los mismos frente a fuerzas prolongadas de poca magnitud. Es frecuente que las presiones leves y prolongadas que actúan sobre los dientes no estén perfectamente equilibradas, como parecería necesario si no se produjeran movimientos dentales (fig. 8-3). Esto se explica probablemente por la capacidad del LPD para generar fuerza y contribuir así al conjunto de fuerzas que determinan la situación de equilibrio.

La estabilización activa implica también la existencia de un umbral para las fuerzas ortodóncicas, ya que cabe esperar que las fuerzas por debajo del nivel de estabilización no produzcan ningún efecto. Por supuesto, el umbral varía en función de las presiones que los tejidos blandos ya están soportando dentro del mecanismo de estabilización. En algunos experimentos, el umbral para las fuerzas ortodóncicas (si es que existe) parecía ser extremadamente bajo. En otras circunstancias, parecía existir un umbral algo superior, pero solo de unos cuantos gramos. El concepto actual es que la estabilización activa puede superar fuerzas prolongadas de unos pocos gramos, como mucho, tal vez hasta los 5-10 g/cm^2 que se suelen observar como magnitud de las presiones desequilibradas en reposo sobre los tejidos blandos.

RESPUESTA DEL LIGAMENTO PERIODONTAL Y EL HUESO A LAS FUERZAS MANTENIDAS

La respuesta a una fuerza mantenida sobre los dientes dependerá de la magnitud de la misma; las fuerzas intensas dan lugar a la aparición rápida de dolor, a la necrosis de los elementos celulares del LPD y al fenómeno de la «reabsorción basal» del hueso alveolar cercano al diente afectado (que comentaremos con más detalle en una sección posterior). Las fuerzas de menor intensidad son compatibles con la supervivencia de las células del LPD y con una remodelación del alvéolo dental mediante una «reabsorción frontal» relativamente indolora. En la práctica ortodóncica, lo que se pretende es conseguir el mayor movimiento dental posible mediante reabsorción frontal, aceptando que es probable que se produzcan algunas zonas de necrosis del LPD y de reabsorción basal, a pesar de nuestros esfuerzos para evitarlo.

Control biológico del movimiento dental

Antes de comentar detalladamente la respuesta a las fuerzas ortodóncicas, conviene analizar los mecanismos de control biológico que traducen el estímulo de la aplicación de una fuerza mantenida en una respuesta de movimiento ortodóncico de los dientes. En las dos teorías principales sobre el movimiento dental ortodóncico se citan dos posibles elementos de control: la electricidad biológica y la presión-tensión del LPD que afecta al flujo sanguíneo. La teoría bioeléctrica atribuye (al menos en parte) el movimiento dental a cambios en el metabolismo óseo controlados por las señales eléctricas que se generan por una ligera presión contra los dientes. La teoría de la presión-tensión achaca el movimiento dental a cambios celulares producidos por mensajeros químicos, que se piensa se generan por alteraciones en el flujo sanguíneo a través del LPD. Ciertamente, la presión y la tensión dentro del LPD podrían alterar el flujo sanguíneo, reduciendo (presión) o aumentando (tensión) el diámetro de los vasos sanguíneos. Ambas teorías no son incompatibles ni mutuamente excluyentes. Parece ser que ambos mecanismos pueden intervenir en el control biológico del movimiento dental.[4]

Electricidad biológica

Se pensaba que las señales eléctricas que podrían iniciar el movimiento dental en un primer momento eran de tipo piezoeléctrico. La piezoelectricidad es un fenómeno observado en muchas sustancias cristalinas por el que la deformación de la estructura cristalina produce un flujo de corriente eléctrica al desplazar los electrones de una parte de la retícula cristalina a otra. Se conoce desde hace muchos años la piezoelectricidad de muchos cristales inorgánicos como los de los huesos y se utiliza en la tecnología cotidiana (p. ej., la cápsula de cristal que llevan los tocadiscos más baratos). Los cristales orgánicos pueden ser piezoeléctricos, y un excelente ejemplo de ello es el colágeno del LPD.

Las señales piezoeléctricas tienen dos características poco habituales: 1) una decadencia muy rápida (es decir, cuando se aplica la fuerza, se crea una señal piezoeléctrica como respuesta, que baja rápidamente a cero, aunque se mantenga la fuerza), y 2) la producción de una señal equivalente, de dirección opuesta, cuando la fuerza deja de actuar (v. fig. 8-2).

Ambas características se explican por la migración de los electrones en el seno de la retícula cristalina al distorsionarse con la presión. Cuando se deforma la estructura cristalina, los electrones emigran de un punto a otro y se observa un flujo de corriente eléctrica. Mientras la fuerza siga actuando, la estructura cristalina permanece estable y no se observan más fenómenos eléctricos. Sin embargo, cuando deja de actuar, el cristal recupera su forma original y se observa un flujo inverso de electrones. Con esta disposición, la actividad rítmica produciría una interrelación constante de flujos de corriente en una dirección y después en la otra, que se podría medir en forma de amperaje, mientras que la aplicación y liberación ocasional de fuerzas produce solo una señal ocasional de este tipo.

Los iones presentes en los líquidos que bañan el tejido óseo vivo interactúan con el complejo campo eléctrico que se forma al doblarse el hueso, generando señales eléctricas en forma de voltaje y también de cambios de temperatura. Debido a ello, se pueden detectar corrientes de convección y de conducción en los líquidos extracelulares, y estas corrientes dependen de las características de dichos líquidos. Los pequeños voltajes que se registran reciben el nombre de «potenciales de circulación». Aunque son diferentes de los flujos de corriente piezoeléctrica, estos voltajes tienen en común su rapidez de aparición y fluctuación al aplicar tensiones cambiantes sobre el hueso.

También existe un efecto piezoeléctrico inverso. La distorsión de la estructura cristalina y la aparición de una señal eléctrica no solo se debe a la aplicación de fuerza; la aplicación de un campo eléctrico puede hacer que un cristal se deforme, generando fuerza al hacerlo. La piezoelectricidad inversa no tiene ningún papel en los sistemas de control natural, al menos por lo que sabemos hasta la fecha, pero la aplicación de campos eléctricos externos podría generar potenciales de corriente, y es muy sugerente la posibilidad de utilizar ese fenómeno con intenciones terapéuticas.[5]

Ya no cabe duda alguna de que las señales generadas por las tensiones tienen importancia en el mantenimiento general del esqueleto. Sin esas señales, se pierde mineral óseo y se produce atrofia general del esqueleto, una situación que ha sido problemática en el caso de los astronautas, cuyos huesos no se flexionan en un entorno sin gravedad, como lo harían en condiciones de gravedad normales. Las señales que genera la deformación del hueso alveolar durante la masticación normal tienen seguramente la misma importancia para el mantenimiento del hueso alrededor de los dientes.

Por otra parte, las fuerzas mantenidas de este tipo que se emplean para inducir la movilización ortodóncica de los dientes no producen señales importantes generadas por las tensiones. Sin embargo, mientras se mantenga la fuerza no ocurrirá nada. Si las señales generadas por la tensión fueran importantes para producir el remodelado óseo asociado con la movilización ortodóncica de los dientes, sería mejor aplicar una presión vibratoria. Aunque los experimentos iniciales indican que una fuerza vibratoria mantenida presenta ventajas escasas o nulas para la movilización de los dientes,[6] recientemente se ha revisado esta idea, que se analiza en la sección de este capítulo dedicada a las posibilidades de acelerar el movimiento dental. No obstante, todavía persiste la idea de que las señales generadas por la tensión, que son tan

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

importantes para la función esquelética normal, apenas tienen nada que ver con la respuesta al movimiento ortodóncico de los dientes.

Los campos electromagnéticos también pueden influir en los potenciales y la permeabilidad de la membrana celular, desencadenando cambios en la actividad celular. En los experimentos con animales, un campo electromagnético pulsátil aumentaba la velocidad del movimiento dental, acortando aparentemente la «fase de retraso» antes del comienzo de la movilización del diente.[7] Sin embargo, parece muy improbable que los campos generados por pequeños imanes unidos a los dientes para mover los dientes (v. capítulo 9) puedan cambiar la biología elemental de la respuesta a la fuerza. Las hipótesis propuestas recientemente de que mover los dientes con la fuerza magnética generada reduce el dolor y la movilidad no están respaldadas por la evidencia.

Presión-tensión en el ligamento periodontal

La teoría clásica del movimiento dental sostiene que el estímulo para la diferenciación celular y, en última instancia, para el movimiento dental depende más de señales químicas que eléctricas. Los mensajeros químicos son importantes en la cascada de acontecimientos que dan lugar a la remodelación del hueso alveolar y al movimiento dental, y tanto la compresión mecánica de los tejidos como las variaciones en el flujo sanguíneo pueden inducir su liberación. Dado que esta teoría explica razonablemente bien el curso de los acontecimientos,[8] sigue siendo la base del siguiente comentario.

No cabe duda de que una presión mantenida sobre un diente hace que este cambie de posición dentro del espacio del LPD, comprimiendo el ligamento en algunas zonas y distendiéndolo en otras. En las células del ligamento induce el efecto mecánico de liberar citocinas, prostaglandinas y otros mensajeros químicos. Por otra parte, el flujo sanguíneo disminuye donde el LPD queda comprimido (fig. 8-4), y se mantiene o aumenta en los puntos de tensión del LPD (fig. 8-5). Las alteraciones del flujo sanguíneo inducen rápidos cambios en el entorno químico. Por ejemplo, los niveles de oxígeno disminuirán en la zona comprimida y los de dióxido de carbono (CO_2) aumentarán, mientras que en el lado sometido a tensión podría ocurrir lo contrario. Estos cambios químicos, actuando directamente o estimulando la liberación de otras sustancias biológicamente activas, estimularían más adelante la diferenciación y la actividad celulares. En esencia, este concepto del movimiento dental comprende

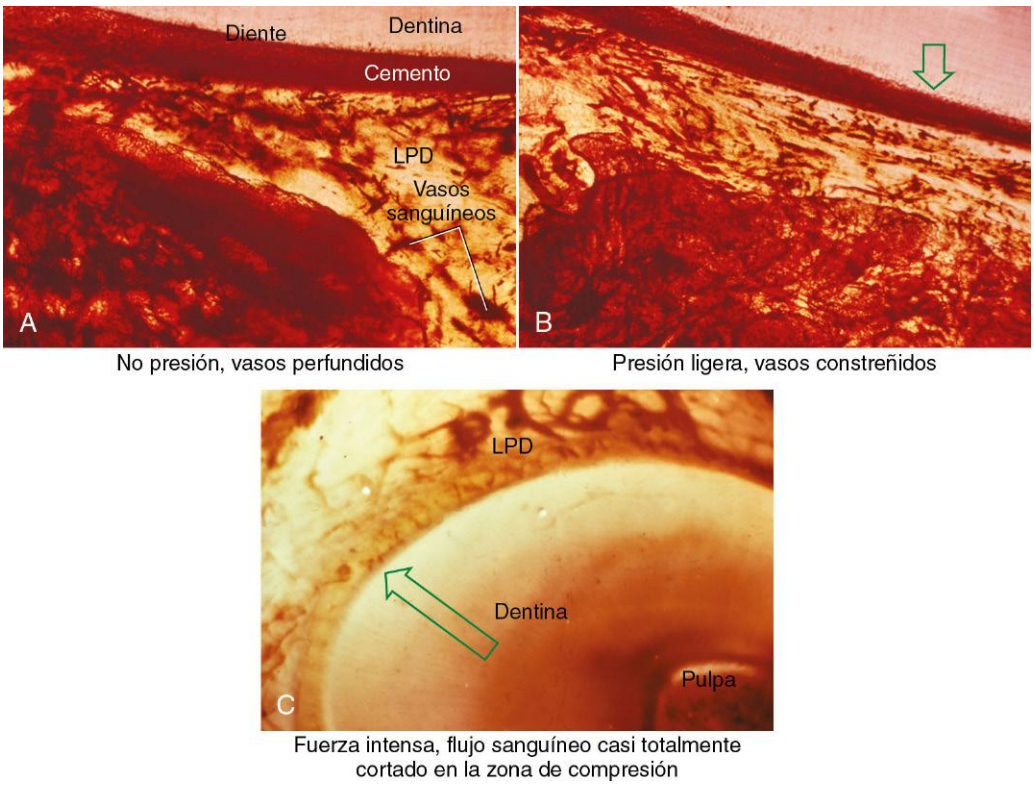


FIGURA 8-4 En animales experimentales se observan cambios en el flujo sanguíneo del ligamento periodontal (LPD) perfundiendo tinta de India en el aparato vascular mientras se sacrifica al animal. Los vasos se llenan de tinta de India, de forma que se puede apreciar fácilmente su tamaño. **A.** Perfusión normal del LPD; las zonas oscuras indican flujo sanguíneo. **B.** Fuerza de 50 g que comprime el LPD. Obsérvese la disminución en la cantidad de perfusión, pero aún hay suficiente flujo a través de la zona comprimida. **C.** Fuerza intensa con una obliteración casi completa del flujo sanguíneo en la zona comprimida. Esta muestra corresponde a un corte horizontal, con la raíz dental a la izquierda y la cámara pulpar asomando por la parte superior izquierda. El LPD está abajo y a la derecha. Se puede observar que los vasos han quedado comprimidos en la zona del LPD hacia la que se mueve el diente. Las células desaparecen de las zonas comprimidas y a veces se dice que la región queda hialinizada a causa de su parecido con las zonas de tejido conjuntivo hialino. (Por cortesía del Dr. F. E. Khouw.)

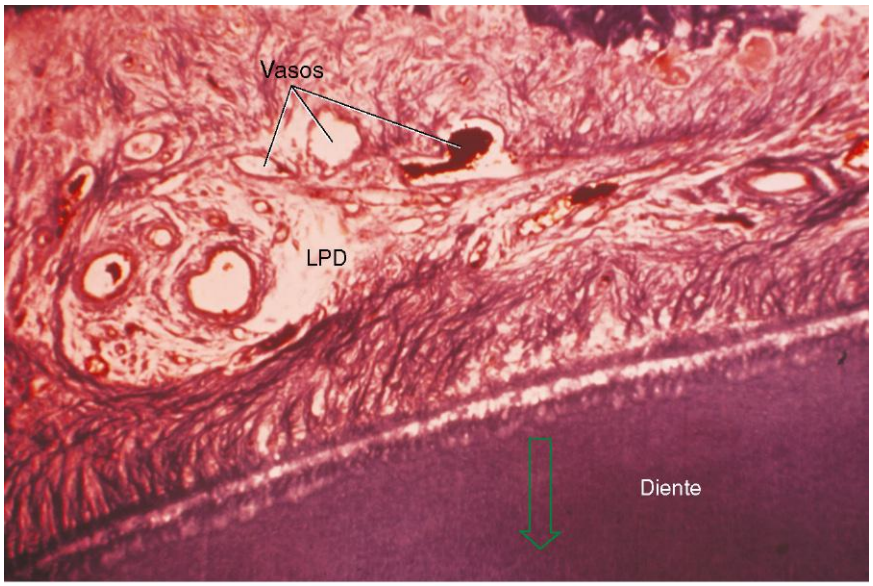


FIGURA 8-5 En el lado contrario al de la dirección del movimiento dental, el espacio del ligamento periodontal (LPD) aumenta de tamaño y los vasos sanguíneos se dilatan. Pueden verse en el lado a tensión del LPD vasos expandidos que solo están parcialmente llenos. (Por cortesía del Dr. F. E. Khouw.)

tres fases: 1) compresión inicial de los tejidos y las alteraciones del flujo sanguíneo asociadas con la presión en el seno del LPD; 2) la formación y/o liberación de mensajeros químicos, y 3) la activación celular.

Efectos de la magnitud de las fuerzas

Cuanto más intensa sea la presión mantenida, mayor será la reducción del flujo sanguíneo a través de las zonas comprimidas de LPD, hasta el punto de que los vasos quedan totalmente colapsados y deja de fluir la sangre por ellos (fig. 8-6). Esta secuencia teórica se ha podido confirmar en experimentos con animales: al aumentar la fuerza que actúa sobre un diente, disminuye la perfusión del LPD en el lado de la compresión (v. figs. 8-4 y 8-5).[9] Consideremos la secuencia cronológica de acontecimientos tras la aplicación de una fuerza ortodóncica y comparemos lo que sucede con fuerzas intensas y ligeras (tabla 8-2).

Cuando se aplica sobre un diente una fuerza ligera, pero prolongada, el flujo sanguíneo a través del LPD parcialmente comprimido disminuye tan pronto como los líquidos salen del espacio del LPD y el diente se mueve en su alvéolo (es decir, en unos segundos). Al cabo de algunas horas, como mucho, el cambio producido en el entorno químico induce un patrón de actividad celular diferente. Los experimentos con animales indican que se produce un aumento de los niveles de monofosfato de adenosina cíclico (AMPc), el «segundo mensajero», en muchas funciones celulares importantes como la diferenciación después de unas 4 h de mantener la presión. Este tiempo necesario para producir una respuesta guarda bastante paralelismo con la respuesta humana a los aparatos de quita y pon. Si se lleva un aparato de quita y pon menos de 4-6 h cada día, no producirá efectos ortodóncicos. Por encima de ese umbral de utilización se consigue la movilización dental.

¿Qué sucede durante las primeras horas de actuación de una fuerza mantenida sobre un diente, entre el comienzo de la presión y la tensión sobre el LPD y la aparición de segundos mensajeros al cabo de unas horas? Estudios experimentales han demostrado que los niveles de prostaglandinas y de interleucina 1β aumentan en el LPD poco tiempo después de aplicar la presión, y parece claro en la actualidad que la prostaglandina E (PgE) es un importante mediador de la respuesta celular. Dado que la liberación de las prostaglandinas es una respuesta a la deformación mecánica, parece que dicha liberación constituye más una respuesta primaria que una respuesta secundaria a la presión. A nivel molecular, estamos empezando a comprender ahora el modo en que se producen estos efectos. La cinasa de adhesión focal (FAK) parece ser el mecanorreceptor presente en las células del LPD, y su compresión es (al menos en parte) la razón de la liberación de la PgE_2.[10] Diversos experimentos han demostrado que las concentraciones de activador del receptor del ligando κ del factor nuclear (RANKL) y la osteoprotegerina (OPG) en el líquido del surco gingival aumentan durante el movimiento ortodóncico de los dientes, lo que parece indicar que las células del LPD sometidas a tensión pueden inducir la formación de osteoclastos mediante una regulación al alza del RANKL.[11] También participan en el proceso otros mensajeros químicos, en particular algunos miembros de la familia de las citocinas, pero también el óxido nítrico (NO) y otros reguladores de la actividad celular.[12] Dado que hay fármacos de diferentes tipos que pueden alterar los niveles de prostaglandinas y de otros posibles mensajeros químicos, es evidente que la modificación farmacológica de la respuesta a las fuerzas ortodóncicas es algo más que una mera posibilidad teórica (v. comentario más adelante).

Para que un diente se mueva, deben formarse osteoclastos que puedan eliminar tejido óseo de la zona adyacente a la parte comprimida del LPD. También se requiere la presencia de os-

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

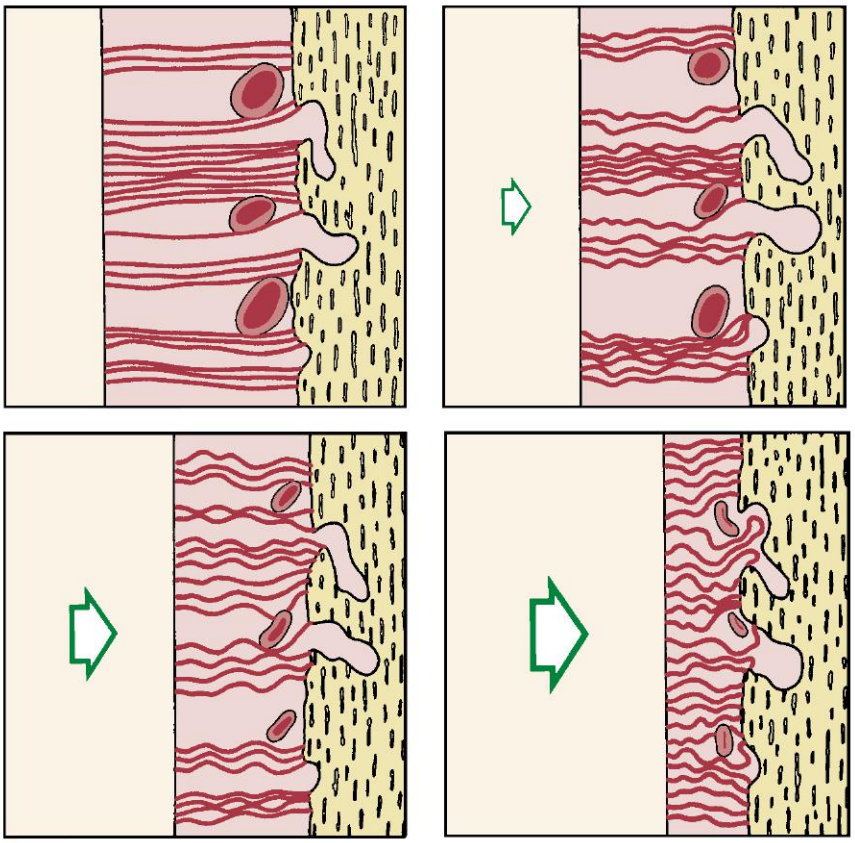


FIGURA 8-6 Representación esquemática de la creciente compresión de los vasos sanguíneos al aumentar la presión en el seno del ligamento periodontal (LPD). Con una determinada magnitud de presión constante, los vasos sanguíneos quedan totalmente ocluidos y se produce una necrosis aséptica del tejido del LPD.

TABLA 8-2

Respuesta fisiológica a la aplicación de una presión mantenida sobre un diente

TIEMPO		
Presión leve	Presión intensa	Respuesta
	<1 s	El líquido del LPD no se comprime, el hueso alveolar se flexiona, se genera una señal piezoeléctrica
	1-2 s	Se exprime el líquido del LPD, el diente se mueve dentro del espacio del LPD
3-5 s		Los vasos sanguíneos del LPD quedan parcialmente comprimidos en el lado de la presión y dilatados en el lado de la tensión; distorsión mecánica de las fibras y células del LPD
Minutos		Se altera el flujo sanguíneo, empieza a cambiar la tensión del oxígeno, se liberan prostaglandinas y citocinas
Horas		Se producen cambios metabólicos: mensajeros químicos modifican la actividad celular, cambian los niveles enzimáticos
~4 h		Aumentan los niveles detectables de AMPc, comienza la diferenciación celular en el LPD
~2 días		Comienza el movimiento dental al remodelar los osteoblastos/osteoclastos el alvéolo óseo
	3-5 s	Los vasos sanguíneos del LPD quedan ocluidos en el lado de presión
	Minutos	Se interrumpe el flujo sanguíneo a la zona comprimida del LPD
	Horas	Muerte celular en la zona comprimida
	3-5 días	Diferenciación celular en los espacios medulares adyacentes, comienza la reabsorción basal
	7-14 días	La reabsorción basal elimina la lámina dura adyacente al LPD comprimido, se produce el movimiento del diente

AMPc, monofosfato de adenosina cíclico; *LPD,* ligamento periodontal.

teoblastos para formar nuevo tejido óseo en el lado sometido a tensión y para remodelar las zonas reabsorbidas en el lado de la presión. Las prostaglandinas tienen la interesante propiedad de estimular la actividad osteoclástica y osteoblástica, por lo que resultan especialmente adecuadas como mediadoras del movimiento dental. La inyección de hormona paratiroidea puede inducir la aparición de osteoclastos en unas pocas horas, pero la respuesta es mucho más lenta cuando el estímulo es la deformación mecánica del LPD, y pueden pasar hasta 48 h antes de que aparezcan los primeros osteoclastos en el LPD comprimido y sus alrededores. Estudios de la cinética celular indican que llegan en dos oleadas, lo que quiere decir que algunos (la primera oleada) pueden derivar de una población celular local, mientras que otros (la segunda oleada, de mayor magnitud) proceden de zonas distantes y llegan a través del flujo sanguíneo. Estas células atacan la lámina dura adyacente, eliminando hueso mediante el proceso de «reabsorción frontal», y el movimiento dental comienza poco después. Al mismo tiempo, pero con algún retraso, de tal forma que el espacio del LPD aumenta de tamaño, los osteoblastos (reclutados localmente a partir de células progenitoras del LPD) forman tejido óseo en el lado de la tensión e inician la actividad remodeladora en el lado de la presión.[13]

El desarrollo de los acontecimientos es diferente si la fuerza mantenida que actúa sobre el diente es lo bastante intensa como para ocluir totalmente los vasos sanguíneos y cortar el suministro de sangre a una zona del LPD. Cuando así sucede, en vez del estímulo de las células de la zona comprimida del LPD para que se conviertan en osteoclastos, se produce una necrosis aséptica en la zona comprimida. En ortodoncia clínica es difícil evitar las presiones que al menos algunas zonas avasculares producen en el LPD, y se ha sugerido la posibilidad de mantener la vitalidad tisular liberando a intervalos la presión soportada por un diente, manteniéndola durante las horas necesarias para inducir la respuesta biológica. Este parece ser el mecanismo mediante el que la masticación de una oblea de plástico o de un chicle tras la aplicación de una fuerza ortodóncica reduce el dolor: la fuerza de masticación desplaza brevemente el diente y permite que pase un chorro de sangre a las zonas comprimidas, reduciendo de ese modo el tamaño de las zonas necróticas en el LPD.

Debido a su aspecto histológico tras la desaparición de las células, se denominaba tradicionalmente *hialinizada* a esa zona avascular (v. fig. 8-4). A pesar del nombre, el proceso nada tiene que ver con la formación de tejido conjuntivo hialino, sino que representa la pérdida inevitable de todas las células al interrumpirse totalmente el aporte sanguíneo. Cuando se produce este fenómeno, células procedentes de regiones adyacentes intactas deben encargarse de remodelar el hueso adyacente a la zona necrosada.

Tras una demora de varios días, elementos celulares de zonas adyacentes intactas del LPD empiezan a invadir la parte necrosada (hialinizada), y lo que es más importante, aparecen osteoclastos en los espacios adyacentes de médula ósea que empiezan a atacar la base ósea inmediatamente adyacente a la zona necrosada del LPD (fig. 8-7). Este proceso recibe el adecuado nombre de *reabsorción basal,* dado que el ataque se efectúa desde la parte inferior de la lámina dura. Cuando se producen la hialinización y la reabsorción basal, se retrasa inevitablemente el movimiento dental. Esto se debe en primer lugar a una demora en el estímulo para la diferenciación de las células en los espacios medulares, y en segundo lugar a que hay que eliminar un considerable espesor de hueso de la parte inferior antes de que el diente pueda moverse. En la figura 8-8 se ha representado gráficamente la diferencia de tiempo en la movilización del diente con la reabsorción dental en comparación con la reabsorción basal.

Cuando se evitan las zonas de necrosis en el LPD, no solo mejora el movimiento dental, sino que también disminuye el dolor. Incluso con fuerzas leves pueden aparecer pequeñas zonas avasculares en el LPD y retrasarse el movimiento dental hasta que sean eliminadas mediante reabsorción basal. La suave progresión del movimiento dental con una fuerza de poca intensidad que se

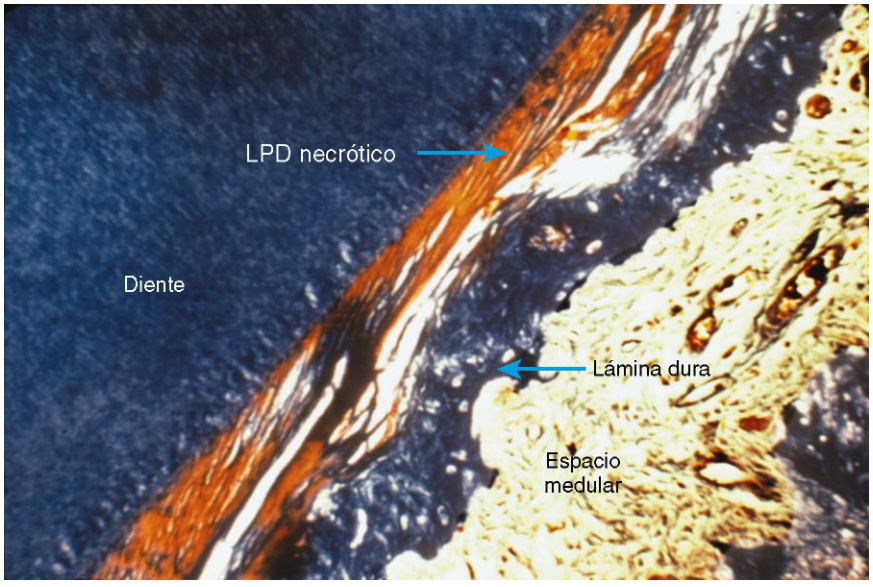


FIGURA 8-7 Muestra histológica de una zona comprimida de ligamento periodontal (LPD) al cabo de varios días. Cuando se comprime el LPD hasta interrumpir totalmente el flujo sanguíneo, los osteoclastos no pueden diferenciarse en el espacio del LPD. Tras una demora de varios días, los osteoclastos de los espacios medulares adyacentes atacan la parte inferior de la lámina dura en un proceso denominado *reabsorción basal.* (Por cortesía del Dr. F. E. Khouw.)

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

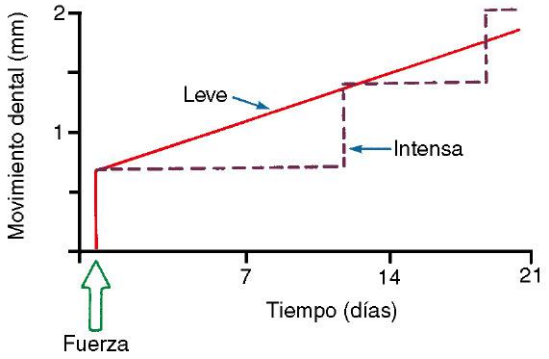


FIGURA 8-8 Representación esquemática de la evolución en el tiempo del movimiento dental con reabsorción frontal y con reabsorción basal. Con la reabsorción frontal, la agresión sostenida sobre la superficie exterior de la lámina dura da lugar a un movimiento dental suave y continuo. Con la reabsorción basal, se produce una demora hasta que se puede eliminar el hueso adyacente al diente. En ese momento, el diente «salta» a una nueva posición, y si se mantiene la fuerza intensa, volverá a observarse una demora hasta que se pueda producir un nuevo ciclo de reabsorción basal.

representa en la figura 8-8 puede resultar un ideal inalcanzable. En la práctica, el movimiento dental se suele producir de forma más escalonada, debido a la inevitable formación de zonas de reabsorción basal.

Efectos de la distribución de las fuerzas y tipos de movimiento dental

Del comentario anterior se deduce que los niveles de fuerza óptimos para la movilización ortodóncica de los dientes deben ser lo bastante elevados como para estimular la actividad celular sin llegar a ocluir por completo los vasos sanguíneos del LPD. A la hora de determinar el efecto biológico, son importantes la intensidad de la fuerza aplicada sobre un diente y también la zona del LPD por la que se distribuye dicha fuerza. La respuesta del LPD no solo viene determinada por la propia fuerza, sino por la presión o fuerza por unidad de superficie. Dado que la distribución de las fuerzas en el LPD (y, por consiguiente, la presión) difiere en función de los diferentes tipos de movimiento dental, habrá que especificar el tipo de movimiento dental, además de la cuantía de la fuerza a la hora de determinar los niveles de fuerzas óptimos para el tratamiento ortodóncico.

La forma más sencilla de movimiento ortodóncico es la inclinación. Los movimientos de inclinación se consiguen aplicando una fuerza única (p. ej., un resorte que actúa desde un aparato de quita y pon) contra la corona del diente. Al hacerlo, el diente bascula alrededor de su «centro de resistencia», un punto situado aproximadamente a mitad de camino hacia la raíz (en el capítulo 9 se incluye un comentario adicional sobre el centro de resistencia y su control). Cuando el diente bascula así, el LPD queda comprimido cerca del ápice radicular, en el mismo lado del resorte, y en el borde del hueso alveolar en el lado contrario al del resorte (fig. 8-9). El LPD sufre la presión máxima en el reborde alveolar y en el ápice de la raíz. Al acercarse al centro de resistencia, la presión va disminuyendo progresivamente, y es mínima al llegar al mismo.

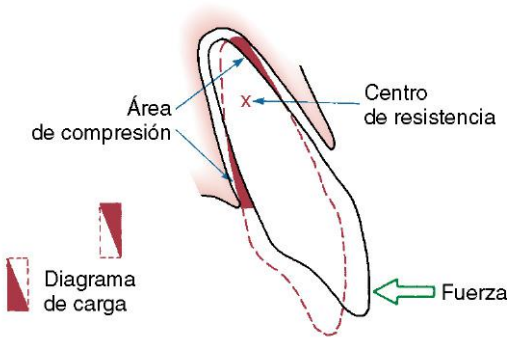


FIGURA 8-9 La aplicación de una fuerza única sobre la corona de un diente produce una rotación alrededor de un punto situado aproximadamente a mitad de trayecto hacia la raíz. Se siente una presión intensa en el ápice radicular y el borde del hueso alveolar, pero la presión disminuye a cero en el centro de resistencia. Por consiguiente, el diagrama de carga consta de dos triángulos, como se ha representado aquí.

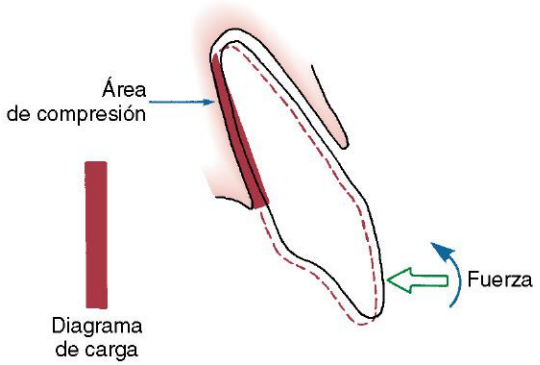


FIGURA 8-10 Para la traslación o movimiento global de un diente, es necesario que la carga actúe uniformemente en el espacio del ligamento periodontal (LPD) desde el borde alveolar hasta el ápice, generando un diagrama de carga rectangular. Para ejercer la misma presión en el LPD para un movimiento en masa, habría que aplicar sobre la corona del diente el doble de la fuerza necesaria para su inclinación.

Al inclinar un diente, solo se actúa sobre la mitad de la superficie del LPD en la que podría actuarse. Como puede verse en la figura 8-9, el «diagrama de carga» consta de dos triángulos, que cubren la mitad de la superficie total del LPD. Por otra parte, la presión en esas dos zonas en las que se concentra es elevada en relación con la fuerza que se aplica sobre la corona. De ahí que las fuerzas empleadas para inclinar los dientes deben ser bastante bajas. Tanto los experimentos con animales como la experiencia clínica con seres humanos parecen indicar que las fuerzas para inclinar un diente monorradicular no deben sobrepasar los 50 g, aproximadamente, y que conviene usar fuerzas más leves para dientes de menor tamaño (que tienen un LPD más pequeño).

Si se aplican dos fuerzas simultáneamente sobre la corona de un diente, este se puede mover en masa (trasladarse) (es decir, el ápice radicular y la corona se desplazan la misma distancia en la misma dirección). En este caso, toda la superficie del LPD soporta la misma carga (fig. 8-10). Está claro que para producir la misma presión sobre el LPD y, por consiguiente, la misma respuesta biológica, se necesitará el doble de fuerza para el desplazamiento en masa que para la inclinación. Para mover un

TABLA 8-3

Fuerzas óptimas para la movilización ortodóncica de los dientes

Tipo de movimiento	Fuerza* (g)
Inclinación	35-60
Movimiento en masa (traslación)	70-120
Enderezamiento radicular	50-100
Rotación	35-60
Extrusión	35-60
Intrusión	10-20

*Los valores dependen en parte del tamaño del diente; los valores más bajos son adecuados para los incisivos y los más altos para los dientes posteriores multirradiculares.

diente de tal forma que se incline en parte y en parte se traslade, serían necesarias fuerzas intermedias entre las que se requieren para la inclinación y la traslación puras (tabla 8-3).

En teoría, las fuerzas necesarias para producir la rotación de un diente alrededor de su eje longitudinal podrían ser mucho mayores que las requeridas para producir otros movimientos dentales, ya que se podrían distribuir por todo el LPD en vez de hacerlo sobre una estrecha franja vertical. Sin embargo, en la práctica es casi imposible aplicar una fuerza rotacional de forma que el diente no se incline también en el alvéolo, y cuando esto sucede, se genera una zona de compresión igual que en cualquier otro movimiento de inclinación. Por este motivo, las fuerzas adecuadas para la rotación son parecidas a las que se precisan para la inclinación.

La extrusión y la intrusión también son casos especiales. En teoría, los movimientos de extrusión no producirían zonas de compresión en el LPD, solo tensiones. Al igual que en la rotación, esta es más una posibilidad teórica que práctica, ya que si el diente se inclinase algo durante la extrusión se formarían zonas de compresión. Aunque se pudiesen evitar esas zonas de compresión, las intensas fuerzas de tensión pura serían indeseables, a menos que tratásemos de extraer el diente y no de arrastrar el hueso alveolar junto con el mismo. Las fuerzas de extrusión, como las de rotación, deben ser aproximadamente de la misma magnitud que las de inclinación.

Se consideró durante muchos años que era prácticamente imposible conseguir la intrusión ortodóncica de los dientes. En la actualidad, se ha demostrado la posibilidad clínica de conseguirlo y ha quedado claro que para hacerlo hay que controlar estrechamente la magnitud de las fuerzas, aplicando fuerzas muy leves sobre los dientes. Para la intrusión se requieren fuerzas de poca intensidad, ya que estas se concentran en una zona muy pequeña del ápice dental (fig. 8-11). Al igual que con la extrusión, es probable que el diente se incline algo durante el proceso de intrusión, pero la fuerza se concentra aún en el ápice. Solo será posible lograr la intrusión si se aplican fuerzas muy leves.

Efectos de la duración de las fuerzas y la disminución de las mismas

La clave para conseguir el movimiento ortodóncico radica en aplicar una fuerza mantenida, lo que no quiere decir que deba

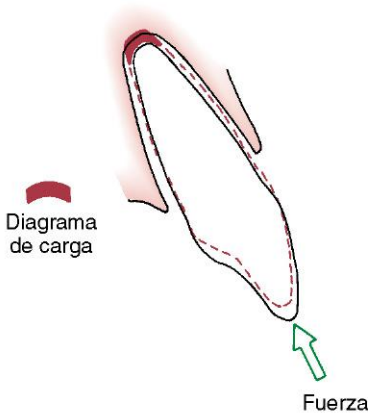


FIGURA 8-11 Cuando se produce la intrusión de un diente, la fuerza se concentra en una zona pequeña del ápice. De ahí que haya que emplear fuerzas muy leves para producir la presión adecuada sobre el ligamento periodontal durante la intrusión.

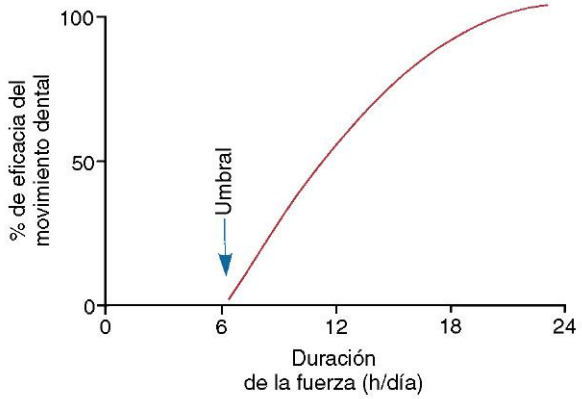


FIGURA 8-12 Representación teórica de la eficacia del movimiento dental frente a la duración de la fuerza en horas por día. Una fuerza continua, durante las 24 h del día, produce el movimiento más eficaz, pero es posible movilizar los dientes con fuerzas de menor duración, cuando se sitúa el umbral en unas 6 h.

actuar constantemente, sino que debe estar presente durante una parte considerable del tiempo (varias horas al día, nunca unos cuantos minutos). Como hemos indicado anteriormente, los experimentos realizados con animales sugieren que solo cuando las fuerzas se mantienen durante unas 4 h empiezan a aumentar los niveles de nucleótidos cíclicos en el LPD, lo que significa que la presión debe mantenerse para producir los «segundos mensajeros» necesarios para estimular la diferenciación celular.

La experiencia clínica sugiere que existe un umbral de aproximadamente unas 4-8 h para la duración de la fuerza en los seres humanos, y que si las fuerzas se mantienen durante más tiempo se consigue una movilización dental cada vez más eficaz. Aunque no existen datos experimentales concluyentes, es probable que el diagrama de la eficacia del movimiento dental en función de la duración de la fuerza se parezca al de la figura 8-12. Las fuerzas continuas conseguidas con aparatos fijos que no dependen de lo que haga el paciente consiguen los movimientos dentales más

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

eficaces. Los aparatos de quita y pon que se llevan casi todo el tiempo tienen una eficacia aproximada, pero los aparatos de quita y pon que se llevan durante menos tiempo producen movimientos dentales menores.

La duración de las fuerzas presenta otro aspecto, relacionado con el cambio de la magnitud de las fuerzas al moverse el diente en respuesta a las mismas. Solo en teoría es posible fabricar un resorte perfecto, que ejerza la misma fuerza continua un día tras otro, independientemente de lo poco o mucho que se mueva el diente en respuesta a esa fuerza. En realidad, todo resorte tiene un índice de decadencia. Incluso con los dispositivos más elásticos se observa alguna reducción de la magnitud de la fuerza cuando el diente se ha desplazado una corta distancia (aunque con los nuevos materiales superelásticos de níquel-titanio que comentamos en el capítulo 10 la reducción es sorprendentemente pequeña). Con muchos aparatos ortodóncicos, la fuerza puede disminuir hasta cero. Desde este punto de vista, la duración de las fuerzas ortodóncicas se clasifica (fig. 8-13) según el índice de decadencia en:

- Continua: fuerza que se mantiene en un porcentaje apreciable de la original entre una visita del paciente y la siguiente.
- Interrumpida: el nivel de la fuerza disminuye a cero entre las activaciones.

Tanto las fuerzas continuas como las interrumpidas pueden conseguirse con aparatos fijos que se llevan en todo momento.

- Intermitente: los niveles de fuerza descienden bruscamente a cero de manera intermitente, cuando el paciente se quita un aparato ortodóncico o un elástico unido a un aparato fijo, y poco después vuelven a los niveles originales. Cuando los dientes se mueven, el nivel de las fuerzas disminuye igual que con un aparato fijo (es decir, la fuerza intermitente se puede convertir en interrumpida entre los ajustes del aparato).

Las fuerzas intermitentes se consiguen con los aparatos activados por el propio paciente, como las placas de quita y pon, los casquetes y los elásticos. Podemos considerar las fuerzas generadas durante la función normal (masticación, deglución, habla) como un caso especial de fuerzas intermitentes, la mayoría de las cuales no se mantienen durante las suficientes horas al día como para tener un efecto significativo sobre la posición de los dientes.

Existe una importante interacción entre la magnitud de las fuerzas y la rapidez de su declive al responder el diente a las mismas. Consideremos en primer lugar el efecto de una fuerza casi continua. Si dicha fuerza es bastante leve, el movimiento dental progresará con relativa suavidad como consecuencia de la reabsorción frontal. Sin embargo, si la fuerza continua es intensa, el movimiento dental se demorará hasta que la reabsorción basal pueda eliminar el hueso necesario para permitir dicho movimiento. En ese momento, el diente cambiará de posición rápidamente y la fuerza constante volverá a comprimir los tejidos, impidiendo la reparación del LPD y obligando a una nueva reabsorción basal, y así sucesivamente. Esas fuerzas continuas e intensas pueden resultar bastante destructivas, tanto para las estructuras periodontales como para el propio diente.

Consideremos ahora el efecto de unas fuerzas que decaen con bastante rapidez, que llegan a cero cuando el diente se desplaza solo una corta distancia. Si el nivel de las fuerzas iniciales

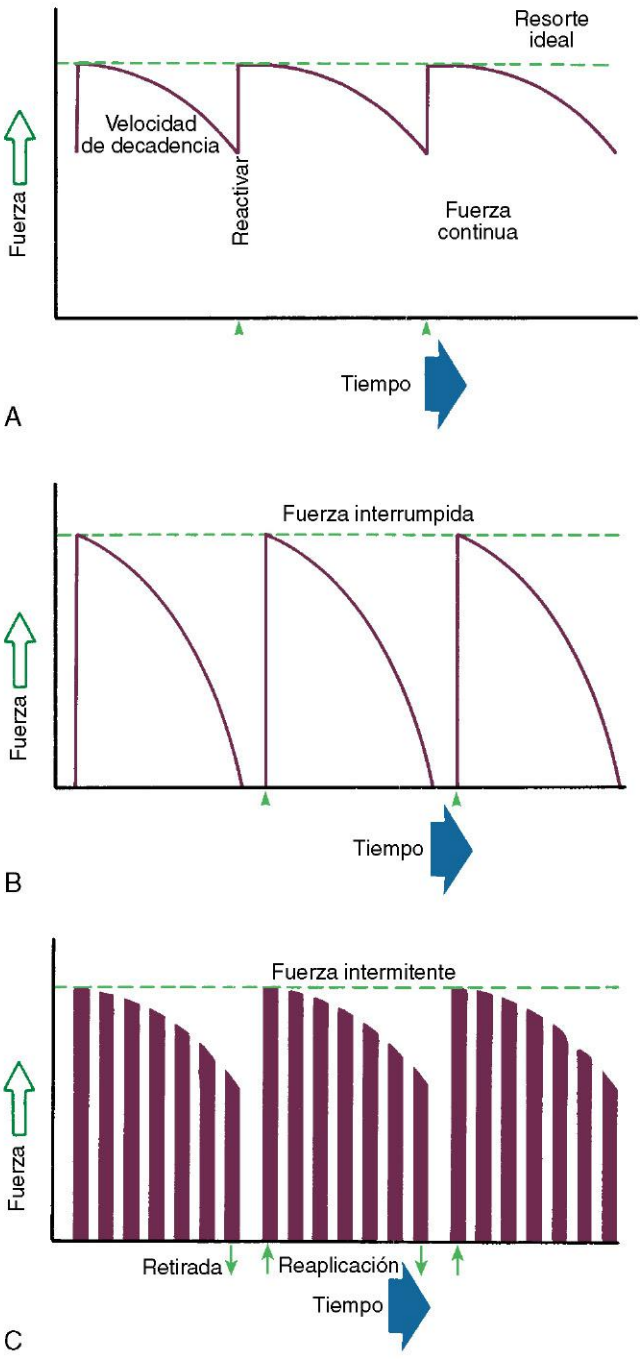


FIGURA 8-13 Representación esquemática de la decadencia de las fuerzas. **A.** Un resorte ideal mantendría la misma fuerza, independientemente de lo que pueda desplazarse el diente, pero con los resortes reales la fuerza decae algo al moverse el diente. Se definen como continuas las fuerzas que se mantienen entre las activaciones de un aparato ortodóncico, aunque la fuerza decaiga. **B.** Por el contrario, las fuerzas interrumpidas disminuyen a cero entre activaciones. **C.** Las fuerzas intermitentes disminuyen a cero cuando se retira el aparato de quita y pon y se recuperan al volver a introducirlo en la boca. Estas fuerzas también decrecen según va produciéndose el movimiento dental.

es relativamente bajo, el diente se desplazará una corta distancia por reabsorción frontal y posteriormente quedará en esa posición hasta que se vuelva a activar el aparato. Si el nivel de fuerzas es lo bastante elevado como para producir reabsorción basal, el diente se moverá cuando se haya completado la misma. Posteriormente, como la fuerza ha disminuido a cero en ese momento, permanecerá en esa posición hasta la siguiente activación. Aunque la fuerza original es intensa, una vez que el diente se mueve hay un período para la regeneración y reparación del LPD antes de volver a aplicar la fuerza.

En teoría, no cabe duda de que los movimientos dentales más eficaces se logran con fuerzas leves y continuas. A pesar de los esfuerzos del médico para mantener unas fuerzas lo bastante ligeras como para conseguir solo una reabsorción frontal, es probable que todos los pacientes presenten algunas zonas de reabsorción basal. Las fuerzas más intensas que producen este efecto solo son fisiológicamente aceptables si el nivel de las mismas baja rápidamente a cero de forma que se disponga de un período de reparación y regeneración antes de la siguiente activación, o al menos si las fuerzas disminuyen hasta el punto de que no se producen segundos o terceros procesos de reabsorción basal.

La conclusión que se extrae de lo anterior es que deben evitarse las fuerzas intensas y continuas; las fuerzas intensas e intermitentes, aunque son menos eficaces, pueden ser clínicamente aceptables. En otras palabras, cuanto más eficaz sea el resorte para proporcionar una fuerza continua, más cuidado deberá tener el facultativo para aplicar únicamente fuerzas de poca magnitud. Algunos de los resortes más toscos que se usan en ortodoncia tienen paradójicamente la virtud de producir fuerzas que declinan rápidamente a cero y que, por consiguiente, no causan los daños biológicos que pueden producir las fuerzas intensas y continuas. Diversos estudios clínicos han confirmado que la aplicación de fuerzas intensas puede producir más movimiento dental que las de poca magnitud, lo que puede comprenderse solo si se tienen en cuenta las características decrecientes de las fuerzas.

La experiencia ha demostrado que los aparatos ortodóncicos no deben reactivarse con una frecuencia superior a intervalos de 3 semanas. En la práctica clínica, se suele citar a los pacientes con una periodicidad de 4 a 6 semanas. Para que se produzca una reabsorción basal, se necesitan 7-14 días (más tiempo durante la aplicación inicial de la fuerza, menos después). Cuando esta es la modalidad de movimiento dental y la intensidad de las fuerzas declina rápidamente, el movimiento dental casi se ha completado en ese período de tiempo. Ahora resulta más evidente la conveniencia del intervalo entre los ajustes. Si el aparato es elástico y las fuerzas de poca magnitud producen una reabsorción frontal continua, no es necesario reactivarlo. Si el aparato es más rígido y produce reabsorción basal, el diente se mueve en los 10 primeros días, aproximadamente, y se necesita un período igual o mayor para la regeneración y reparación del LPD antes de poder volver a aplicar la fuerza. Esta fase de reparación es muy deseable y necesaria con muchos aparatos. Si activamos un aparato con demasiada frecuencia, se produce un cortocircuito en el proceso de reparación y se puede producir en los dientes o el hueso un daño que se podría evitar o limitar espaciando más las consultas.

Efectos de los fármacos sobre la respuesta a las fuerzas ortodóncicas

Por el momento, es poco probable que descubramos fármacos que estimulen el movimiento dental, aunque se sigue trabajando en ello. La forma de aplicarlos en la zona en la que se desea conseguir un efecto sobre el movimiento dental representa un problema importante. Se ha comprobado que la inyección directa de prostaglandina en el LPD acelera el movimiento dental, pero resulta bastante dolorosa (una picadura de abeja es esencialmente una inyección de prostaglandina) y no representa una solución muy práctica. La relaxina, una «hormona del embarazo» descubierta en la década de los ochenta, facilita el parto ablandando y alargando el cérvix y la sínfisis del pubis. Actúa reduciendo la síntesis de colágeno e incrementando simultáneamente la degradación del mismo. Sus efectos sobre el colágeno parecen indicar que es algo más que una hormona del embarazo, especialmente si tenemos en cuenta que alcanza sus concentraciones máximas mucho antes del parto. Datos preliminares obtenidos en ratas demostraban que el movimiento dental se aceleraba con la relaxina, pero en un estudio clínico de doble ciego realizado en la Universidad de Florida en el que se inyectó relaxina o suelo salino fisiológico junto a un diente que se quería mover no se observó un efecto positivo consistente,[14] y se han pospuesto otros estudios clínicos al respecto. Parece probable que en el futuro tengan alguna aplicación clínica determinados fármacos que faciliten el movimiento dental; pero no sabemos cuánto tiempo se necesitará para poder desarrollarlos.

No obstante, a menudo se descubren fármacos que inhiben el movimiento dental como efectos secundarios de su uso para tratar otros problemas, aunque todavía no se prescriben por su efecto estabilizador sobre los dientes. Hay dos tipos de fármacos que deprimen la respuesta a las fuerzas ortodóncicas y pueden influir en el tratamiento actual: los inhibidores de las prostaglandinas para controlar el dolor (especialmente los productos más potentes de este grupo que se emplean para tratar la artritis, como la indometacina),[15] y los bisfosfonatos, utilizados para tratar la osteoporosis.

Inhibidores de las prostaglandinas

Si la PgE influye considerablemente en la cascada de señales que generan movimiento dental, cabría esperar que los agentes que inhiben su actividad alteraran ese movimiento. Los fármacos que modifican la actividad de las prostaglandinas se clasifican en dos categorías: 1) corticoesteroides y antiinflamatorios no esteroideos (AINE), que interfieren en la síntesis de prostaglandinas, y 2) otros agentes con efectos agonistas y antagonistas mixtos sobre diferentes prostaglandinas. Las prostaglandinas se sintetizan en el organismo a partir del ácido araquidónico, que a su vez deriva de los fosfolípidos. Los corticoesteroides reducen la síntesis de prostaglandinas inhibiendo la formación de ácido araquidónico; los AINE inhiben la conversión del ácido araquidónico en prostaglandinas.

La mayoría de los analgésicos que no necesitan receta son AINE y, por consiguiente, actúan inhibiendo las prostaglandinas (ácido acetilsalicílico, ibuprofeno, naproxeno y muchos otros). La principal excepción es el paracetamol, que actúa a nivel central en lugar de hacerlo a nivel periférico. Esto plantea una posibilidad muy interesante: la medicación utilizada por muchos pacientes

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

para controlar el dolor tras las sesiones de ortodoncia podría interferir en el movimiento de los dientes. Afortunadamente, debido a las dosis reducidas y a la corta duración del tratamiento analgésico en los pacientes ortodóncicos, esto no es así, pero puede llegar a ser un problema en adultos o niños que reciben tratamiento contra la artritis. Más adelante, describiremos más detalladamente el control del dolor durante el tratamiento ortodóncico.

Existen otros tipos de fármacos que pueden alterar las concentraciones de prostaglandinas, por lo cual podrían modificar la respuesta a las fuerzas ortodóncicas. Forman parte de esta categoría los antidepresivos tricíclicos (doxepina, amitriptilina, imipramina), los antiarrítmicos (procaína), los antipalúdicos (quinina, quinidina, cloroquina) y las metilxantinas. Además, se ha comprobado que la difenilhidantoína (un anticonvulsivo) reduce la movilidad dental en las ratas, y que algunas tetraciclinas (p. ej., la doxiciclina) inhiben el reclutamiento de osteoclastos, un efecto parecido al de los bisfosfonatos.[16] Pueden observarse respuestas inusuales a las fuerzas ortodóncicas en pacientes que toman cualquiera de estos fármacos.

Bisfosfonatos

La osteoporosis representa un problema importante, especialmente en las mujeres posmenopáusicas, pero se asocia al envejecimiento en ambos sexos y actualmente se está utilizando también en niños que necesitan tratamiento prolongado con esteroides. Se ha podido demostrar que el tratamiento con estrógenos, utilizado a menudo en el pasado para prevenir la pérdida ósea en mujeres mayores, conlleva algunos riesgos importantes y ya no se utiliza mucho. Los estrógenos tienen un efecto escaso o nulo sobre el tratamiento ortodóncico, pero los fármacos que inhiben la reabsorción ósea representan un problema en potencia. Actualmente, el grupo principal de fármacos de este tipo es el de los bisfosfonatos, unos análogos sintéticos del pirofosfato que se unen a la hidroxiapatita de los huesos. Inhiben específicamente la reabsorción ósea mediada por los osteoclastos, razón por la que no resulta sorprendente que la remodelación ósea necesaria para el movimiento de los dientes sea más lenta en pacientes que toman estos fármacos.

Los bisfosfonatos plantean un problema muy especial por dos razones:

1. Su uso se ha asociado a una necrosis inusual del hueso mandibular. Esto se observa generalmente tras la extracción de un diente u otra lesión ósea, que no consigue cicatrizar y se convierte en el centro de una zona necrótica en expansión. Afortunadamente, esto es poco frecuente y afecta sobre todo a pacientes con metástasis óseas que reciben dosis elevadas de bisfosfonatos muy potentes, aunque conviene evitar las extracciones electivas por razones ortodóncicas en pacientes que han estado tomando cualquiera de estos fármacos.
2. Se incorporan a la estructura del hueso, y después se van eliminando lentamente a lo largo de un período de varios años; debido a ello, no desaparecen todos sus efectos aunque se interrumpa la administración. Parece que hay dos velocidades de eliminación: una eliminación rápida de la superficie de los huesos en el plazo de algunas semanas, y una eliminación más lenta de la estructura ósea. Afortunadamente, la mayor parte del fármaco se queda solo en la superficie, lo que permite proceder al tratamiento ortodóncico después de 3 meses sin administrar bisfosfonatos, aproximadamente.[17] Obviamente, el tratamiento solo sería posible si el médico aceptara que el paciente dejase de tomar ese fármaco o si se pudiese cambiar a raloxifeno (el análogo estrogénico con más efecto sobre el hueso), por lo menos de forma provisional.

Efectos de las lesiones locales: corticotomía y movimiento dental acelerado

Dado que el componente fundamental del movimiento ortodóncico de los dientes es la remodelación del hueso alveolar, y esto se acelera durante la cicatrización de las heridas,[18] la idea de que los dientes pudieran moverse más rápido tras una lesión local del proceso alveolar surgieron muy pronto en la historia de la ortodoncia. Se dice que el norteamericano Hullihan, pionero en el campo de la cirugía oral, llevó a cabo experimentos para mover los dientes efectuando cortes en el hueso alveolar a finales del siglo XIX, y a comienzos del siglo XX se realizaron algunos experimentos esporádicos de este tipo. No obstante, este método no fue muy bien aceptado por varias razones, como la preocupación por las infecciones y la pérdida ósea en la era preantibiótica. A mediados del siglo XX, el cirujano alemán Köle resucitó la idea de que unos cortes entre los dientes podrían acelerar el movimiento dental.[19] En aquellos tiempos, el norteamericano Merrill, de la Universidad de Oregón, volvió a defender este método, y en 1978 Gunderson et al.[20] propusieron nuevamente volver a utilizarlo, pero se consideraba innecesariamente invasivo y no consiguió gran aceptación.

A finales de la década de los noventa se recuperó la idea de que una lesión local en el hueso alveolar (en forma de cortes en la corteza del hueso interdental) podría acelerar el movimiento dental, y ha llegado a alcanzar alguna aceptación conforme se ha ido conociendo mejor su mecanismo. En estos momentos, son todavía muy pocos los estudios publicados en la literatura ortodóncica contrastada que documenten los resultados. En la sección siguiente intentamos ofrecer una perspectiva más actual de la lesión del hueso alveolar, que suele recibir el nombre de *corticotomía.*

Técnicas quirúrgicas

Para la técnica propuesta por Köle hace 50 años, consistente en utilizar una lesión local para acelerar el movimiento dental, se requería una intervención quirúrgica de colgajos para reflejar la encía, y después se practicaban cortes verticales vestibulares y linguales entre los dientes y debajo de los mismos, que no penetraban hasta el lado contrario. Después se activaba lo antes posible un aparato ortodóncico (colocado antes de la cirugía), empleando arcos de alambre relativamente rígidos, y se traccionaba de los dientes para alinearlos. El concepto quirúrgico se basaba en la creación de bloques de hueso alrededor de los dientes que pudieran recolocarse sin depender de la remodelación producida por las respuestas del LPD descritas anteriormente. Por consiguiente, desde una perspectiva actual podríamos considerar este método como una variación de la osteogenia de distracción. Como en la distracción utilizada por otras razones, se necesitaría suficiente fuerza inicial para fracturar las zonas pequeñas que no se hubieran cortado durante la cirugía (v. comentario sobre la osteogenia de distracción y los principios en los que se basa, al final de este capítulo).



FIGURA 8-14 Solo es posible mover un diente anquilosado desplazando el hueso al que está unido. Esto se puede conseguir mediante la osteogenia de distracción. **A.** 21 años de edad, incisivo central superior que se anquilosó tras un accidente a los 8 años de edad (en ese momento se perdió el incisivo lateral). **B.** Creación del segmento óseo que se va a mover. **C.** Cierre de la herida. Se permite un período de cicatrización inicial, normalmente de 5 a 7 días, antes de activar el arco de alambre para empezar a mover el segmento. **D.** El diente cerca de su posición definitiva, 3 semanas después. **E.** El tratamiento completado, con la reposición protésica del incisivo lateral ausente. (Por cortesía del Dr. H. Chen.)

Se puede considerar la posibilidad de distraer un segmento alveolar que contiene un diente por lo menos en dos circunstancias. La primera es cuando se desea desplazar un diente anquilosado hasta su posición y, por supuesto, la única forma de mover un diente anquilosado sería movilizando el segmento de hueso al que ha quedado unido (fig. 8-14). La técnica consiste en practicar cortes entre huesos que liberen totalmente el segmento o que dejen solo una pequeña zona de hueso unido. Después de un período de latencia de 5 días, aproximadamente, para que el hueso cicatrice y alcance la fase de callo, se puede utilizar un tornillo de expansión fijado al segmento y al hueso alveolar adyacente o un arco de alambre para mover el segmento.

Para recolocar un incisivo superior anquilosado (la indicación más frecuente para la distracción alveolar), incluso el tornillo de expansión más pequeño resulta demasiado voluminoso y llamativo. Con un arco de alambre relativamente rígido no se consigue controlar la velocidad de movimiento con tanta precisión, pero el paciente lo tolera mucho mejor y puede resultar bastante eficaz (v. fig. 8-14).[21] En teoría, podríamos emplear

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

un método parecido para mover los dientes afectados por la falta de erupción primaria (FEP; v. capítulo 4), pero esto solo es viable si la FEP se produce después de que un diente haya erupcionado al menos en parte, y resulta difícil o imposible cuando este trastorno afecta a más de un diente posterior en un mismo cuadrante.

La otra circunstancia es cuando hay que retraer un diente, generalmente un canino superior, a través de un espacio de extracción creado junto al mismo. Curiosamente, no hay que mover un segmento de hueso que contenga el diente, sino que se practican unos cortes en las paredes del alvéolo que contenía el premolar y después se mueve el canino con un resorte, aplicando una fuerza muy intensa para distender considerablemente el LPD. Aunque recibe el nombre de *distracción del LPD,* no se trata de osteogenia de distracción en el sentido habitual. Solo se han publicado algunos casos escogidos en la literatura médica,[22] y no



FIGURA 8-15 **A.** Para el caso de este adulto con un incisivo superior que hubo que hacer descender a su posición, y con apiñamiento en la región de los incisivos inferiores, se planificó una corticotomía con un injerto óseo sobre la superficie vestibular (ortodoncia osteógena acelerada). **B.** Tras la reflexión de un colgajo, se practicaron unos cortes de corticotomía entre los dientes y se abrieron pequeñas depresiones circulares en la superficie vestibular del hueso que cubría los dientes anteriores superiores. **C.** Seguidamente se aplicó sobre la superficie vestibular un material de injerto óseo, en forma de lechada de hueso desmineralizado y liofilizado. **D.** Simultáneamente, se realizó una corticotomía y se preparó el hueso que cubría el incisivo inferior y **(E)** se aplicó el material de injerto óseo para reducir el riesgo de pérdida ósea durante el avance de los incisivos inferiores. **F.** Once meses después, una vez completado el tratamiento (para el que se necesitaron 6 meses), el hueso alveolar ha cicatrizado satisfactoriamente. (Por cortesía del Dr. S. Dibart.)

se ha podido establecer el grado de reducción que se consigue en el tiempo de tratamiento total.

Más recientemente, se ha empezado a considerar que el movimiento dental rápido que se produce tras una corticotomía representa un fenómeno de desmineralización/remineralización que produce una aceleración regional de la remodelación ósea que permite un movimiento más rápido de los dientes, más que un movimiento de bloques óseos que contienen un diente. Actualmente se recomienda aplicar una fuerza más leve para mover los dientes de manera más fisiológica y aprovechar al mismo tiempo la remodelación más generalizada del hueso alveolar; la técnica quirúrgica se ha ampliado a una «ortodoncia osteógena acelerada» (OOA) añadiendo zonas de decorticación en las superficies vestibulares del hueso alveolar, que se cubren después con un material de injerto óseo en partículas (hueso desmineralizado y liofilizado o una mezcla del mismo con hueso bovino o hueso de aloinjerto; fig. 8-15).[23] Esto combina la modelación (variación de la forma externa del hueso) con la remodelación que se produce tras una lesión local. Por supuesto, uno de los riesgos que conlleva la expansión de las arcadas dentales es la fenestración del hueso alveolar, y se dice que la OOA genera nuevo tejido óseo que permite el movimiento vestibular de los dientes sin este riesgo.

Resultados del tratamiento de movimiento dental asistido por una corticotomía

Como con cualquier otro tipo de tratamiento, para poder evaluar los resultados de la ortodoncia asistida por corticotomía es necesario analizar los efectos beneficiosos frente a los costes y riesgos. La supuesta ventaja primaria de la corticotomía es la reducción del tiempo de tratamiento; la mayor facilidad para expandir la arcada mediante la OOA es un efecto beneficioso secundario.

La reducción del tiempo de tratamiento ha sido defendida fundamentalmente en informes de casos en los que se ha reducido el tiempo necesario para alinear los dientes en pacientes escogidos. Después de una fractura, el hueso tarda unas 6 semanas en cicatrizar; tras la osteogenia de distracción (que sería más comparable) se recomiendan 2 meses de inmovilización y se observa la formación de hueso maduro en la zona de regeneración ósea al cabo de 4 meses; por lo tanto, cabría esperar que la remodelación ósea tras una corticotomía pudiera acelerarse durante 2-4 meses. Experimentos en perros y ratas en los que se ha observado una movimiento dental más rápido tras la corticotomía no han aportado datos sobre la duración de la respuesta ósea acelerada.[24,25]

La alineación representa la primera fase del tratamiento ortodóncico global. Obviamente, su duración dependerá del grado de apiñamiento, pero incluso en los casos de apiñamiento grave no suelen necesitarse más de 5 meses con arcos de alambre superelásticos. Si la corticotomía redujera ese plazo a 1 mes, la reducción de 4 meses del tiempo de tratamiento total representaría aproximadamente un 20% del tiempo de tratamiento habitual, que es de 18 a 21 meses. ¿Podemos esperar una reducción de este tipo de forma rutinaria? ¿Es posible conseguir una mayor reducción? En tal caso, ¿cuál sería el mecanismo?

¿La corticotomía permite reducir el tiempo de tratamiento en otros movimientos dentales además de la alineación? Podría estar especialmente indicada en la intrusión, que obliga a remodelar el hueso más denso que se encuentra bajo las raíces dentales y para la que suelen necesitarse varios meses. Actualmente, el anclaje esquelético permite intruir los dientes posteriores, lo que corrige una mordida abierta anterior fundamentalmente mediante intrusión posterior (v. capítulo 18). La velocidad de intrusión es de 1 mm/mes, generalmente. En un trabajo publicado recientemente (también un informe de un caso) se aseguraba que después de realizar una osteotomía por detrás de los incisivos y de combinar la OOA con el anclaje esquelético, todavía se necesitaron varios meses para conseguir la intrusión deseada.[26] No se han publicado datos en revistas arbitradas que respalden la posibilidad de una intrusión más rápida.

A la hora de evaluar los costes y los riesgos, los costes incluyen todos los aspectos de la «carga del tratamiento». Además de los costes económicos de la cirugía (que puede llevar varias horas), es necesario evaluar la morbilidad y los inconvenientes de todo tipo. Simplemente, no disponemos de esta información por el momento. Por lo que se refiere a los riesgos, ¿cuál es la posibilidad de que se produzcan complicaciones por la cirugía, y qué problemas son los más probables? Wilcko et al. sostenían que en los adolescentes no parecía disminuir la altura ósea alveolar, pero en los adultos cabría esperar alguna disminución (¿insignificante?) de la altura ósea. No aportaban datos ni mencionaban otras complicaciones o problemas.[27]

Corticotomía modificada

La corticotomía/OOA suele plantear el problema de que la intervención quirúrgica es bastante extensa. Debido a ello, se han introducido modificaciones en la técnica de corticotomía, que suele consistir en incisiones en la encía interproximal para que no sea necesario reflejar ningún colgajo y los cortes en el hueso no sean tan extensos (fig. 8-16).[28] También es posible abrir un túnel bajo la encía, por encima de la raíz, para añadir material injertado si así se desea, y en algunos informes de casos se sugiere que está técnica modificada produce resultados parecidos a los de la OOA madura.

Recientemente se ha propuesto una técnica que conlleva una lesión local aún menos extensa, y que actualmente está en la fase de estudio clínico de su desarrollo. Esta técnica se basa en la «microperforación», y consiste en la introducción de unos tornillos similares a los usados para el anclaje esquelético (que describimos mejor más adelante) a través de la encía hasta el hueso alveolar interproximal, que después se extraen. Se dice que bastan tres de esas perforaciones en cada zona interproximal para inducir una aceleración regional de la remodelación ósea y, de ese modo, conseguir un movimiento dental más rápido.

Quizá podríamos concluir que en algunos pacientes, el cociente costes-riesgos/beneficios es favorable, y que la corticotomía y/o la OOA (especialmente con las técnicas modificadas que limitan la intervención quirúrgica) serían un complemento muy útil para el tratamiento ortodóncico. Mientras no dispongamos de pruebas que documenten esta posibilidad cuando existen indicaciones concretas, nos parece prudente extremar las precauciones a la hora de recomendarlas.

Otros métodos propuestos para acelerar el movimiento dental

Recientemente, se han propuesto otros tres métodos que supuestamente aceleran el movimiento dental: la vibración de los dientes, la aplicación de luz sobre el proceso alveolar, y la aplicación de

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.



FIGURA 8-16 **A.** Utilizando una corticotomía modificada no es necesario realizar la reflexión de un colgajo, gracias a una serie de microincisiones muy finas a través del tejido vestibular. **B.** Para atravesar el hueso cortical y llegar al hueso medular entre los dientes se emplea un bisturí piezoeléctrico. **C.** Si se desea colocar un injerto óseo, se crea un túnel bajo los tejidos blandos y **(D)** se introduce la lechada de injerto en la zona con una jeringa. **E.** Aspecto al final de la intervención, una vez colocado el material de injerto. **F.** Diez meses después. (Por cortesía del Dr. S. Dibart.)

ultrasonidos terapéuticos a los dientes y el hueso adyacente. Los tres sistemas están en vías de comercialización, y presumiblemente empezaremos a conocer pruebas científicas de su eficacia.

A diferencia de las tentativas realizadas hace 40 años para inducir corrientes piezoeléctricas (que ya hemos comentado anteriormente), el sistema vibratorio AcceleDent se basa en la aplicación de una vibración de alta frecuencia (30 Hz) a los dientes durante unos 20 min diarios, aproximadamente (fig. 8-17). En teoría, esta vibración estimula la diferenciación y la maduración celulares, de tal manera que la remodelación ósea necesaria para el movimiento dental se produce más rápidamente. Desde este punto de vista, el efecto parece análogo a una lesión local (es decir, la creación de microfracturas en el hueso alveolar), aunque con una forma diferente y menos invasiva de producir el efecto de lesión que en el caso de la corticotomía o de la perforación ósea. En general, podemos considerar que la remodelación ósea consiste en una reparación continuada de las microfracturas que produce la función.

A finales de 2010 se presentó una solicitud de patente para usar la fototerapia con el objeto de acelerar el movimiento



FIGURA 8-17 **A.** El dispositivo vibrador AcceleDent consiste en una pieza bucal activada por un dispositivo a batería en el que se inserta. **B.** El paciente muerde la pieza bucal, que vibra a una frecuencia de 30 Hz durante 20 min al día. (Por cortesía de OrthoAccel Technologies, Inc., Houston, TX.)

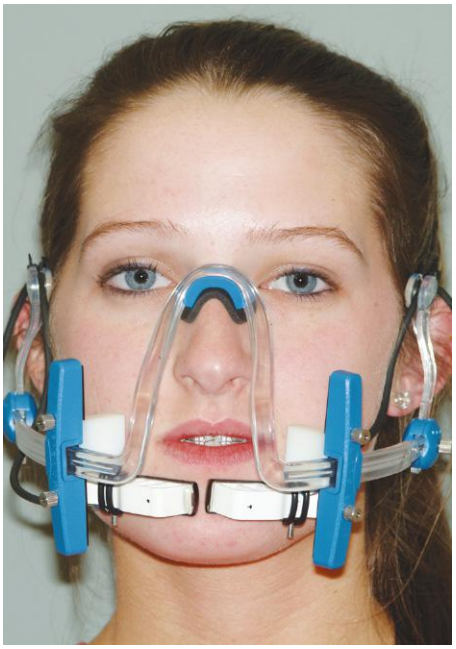


FIGURA 8-18 Prototipo de dispositivo Biolux, que emite (a una frecuencia por encima del espectro visible humano) una luz que atraviesa las mejillas y los tejidos blandos que cubren el hueso alveolar. También tiene que utilizarse durante 20 min diarios.

dental, y actualmente se están llevando a cabo varios estudios clínicos. En la fototerapia (Biolux) se utiliza una luz con una longitud de onda de 800-850 nm (justo por encima del espectro visible) que penetra en los tejidos blandos e «infunde energía lumínica directamente en el tejido óseo» (fig. 8-18). Los experimentos han demostrado que aproximadamente el 97% de la energía lumínica se pierde antes de que atraviese las mejillas y hueso alveolar hasta alcanzar el interior del espacio alveolar de una extracción reciente, aunque se asegura que el 3% restante tiene suficiente energía para excitar las enzimas intracelulares e incrementar la actividad celular en el LPD y el hueso. Presumiblemente, esto incrementaría la velocidad de remodelación ósea y de movimiento dental. Se ha comprobado que el uso de la fototerapia en otras aplicaciones aumenta el flujo sanguíneo, y esto podría modificar también la velocidad de movimiento de los dientes. El dispositivo Biolux tiene una peculiaridad muy interesante: puede ajustarse para aplicar la luz únicamente en los dientes anteriores, en toda la arcada o solo en los dientes posteriores, lo que evidentemente podría mejorar el control sobre el anclaje si la aplicación de la luz acelera el movimiento dental en la zona iluminada.

La aplicación de ultrasonidos al proceso alveolar durante el movimiento ortodóncico de los dientes va dirigida igualmente a alterar la biología, con la esperanza de que reducirá la reabsorción radicular y facilitará el movimiento dental. Es bien sabido que los ultrasonidos terapéuticos (diferentes de los ultrasonidos usados para el diagnóstico) incrementan el flujo sanguíneo en la zona tratada y, en teoría, ese incremento del flujo sanguíneo en el LPD limitaría o quizás evitaría la formación de zonas hialinizadas y, por consiguiente, reduciría la reabsorción radicular. Probablemente esto incrementaría también la velocidad de remodelación ósea y de movimiento dental.

¿Demostrará alguna de estas técnicas una eficacia real en los seres humanos? El hecho de que se haya solicitado la aprobación de la Food and Drug Administration (FDA) para la vibración y la fototerapia (AcceleDent cuenta ya con la autorización de la FDA), y probablemente también para los ultrasonidos terapéuticos, significa que habrá que aportar algunos datos de resultados clínicos antes de que se autorice el uso clínico de estos dispositivos en EE. UU. La mayoría de las innovaciones en el campo del tratamiento ortodóncico (incluidas la corticotomía y la OOA) han surgido sin ningún tipo de control regulador y han sido comercializadas mucho antes

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

de disponer de datos científicos; por consiguiente, la aprobación de la FDA para cualquier dispositivo ortodóncico nuevo representa un paso adelante hacia el tratamiento basado en pruebas.

EL ANCLAJE Y SU CONTROL

Anclaje: resistencia al movimiento dental no deseado

El término *anclaje* se define en su aplicación ortodóncica de un modo poco habitual: la definición como «resistencia a un movimiento dental no deseado» expone lo que el odontólogo desea. Aunque poco frecuente, la acepción es más clara cuando se presenta de este modo. El odontólogo o el ortodoncista construyen siempre un aparato para producir determinados movimientos dentales deseados. Para cada acción deseada existe una reacción igual y opuesta. Inevitablemente, las fuerzas de reacción pueden mover también otros dientes si el aparato contacta con ellos. Por consiguiente, el anclaje es la resistencia a las fuerzas de reacción que se obtiene (habitualmente) de otros dientes, o (en ocasiones) del paladar, a veces de la cabeza o del cuello (mediante una fuerza extraoral) y más a menudo mediante anclajes atornillados a los maxilares.

Por el momento, nos centraremos primero en el control de los movimientos dentales no deseados cuando varios dientes van a servir como anclajes. Al planificar el tratamiento ortodóncico es sencillamente imposible considerar solo los dientes que se desea mover. Hay que analizar, evaluar y controlar cuidadosamente los efectos recíprocos en el conjunto de las arcadas dentales. Un aspecto importante del tratamiento consiste en potenciar al máximo el movimiento deseado y limitar al mismo tiempo los efectos secundarios indeseables.

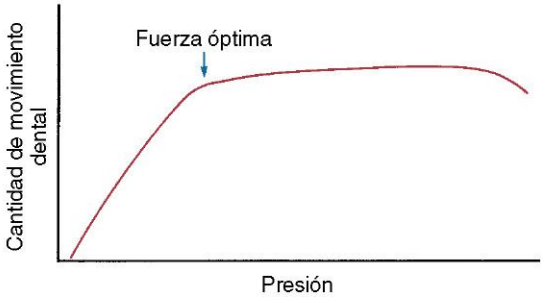


FIGURA 8-19 Representación teórica de la relación entre la presión en el seno del ligamento periodontal (LPD) y la magnitud del movimiento dental. La presión en el LPD equivale a la fuerza aplicada a un diente, dividida por la superficie del LPD sobre la que se distribuye dicha fuerza. El umbral para el movimiento dental es muy bajo. El movimiento dental aumenta con la presión hasta un punto determinado, se mantiene aproximadamente al mismo nivel durante un intervalo bastante amplio y puede llegar a declinar si la presión es muy intensa. La mejor definición de fuerza óptima para el tratamiento ortodóncico es la fuerza más leve que produce una respuesta máxima o casi máxima (es decir, que eleva la presión del LPD al borde del segmento casi constante de la curva de respuesta). La magnitud de la fuerza óptima variará en función de cómo se distribuya en el LPD (es decir, es diferente para distintos tipos de movimiento dental [inclinación, movimiento en bloque, intrusión, etc.]).

Relación entre el movimiento dental y la fuerza

Una estrategia evidente para controlar el anclaje sería la de concentrar la fuerza necesaria para producir el movimiento dental allí donde se necesita, y después disipar la fuerza de reacción entre el mayor número de dientes posible, manteniendo la menor presión sobre el LPD de los dientes de anclaje. Un umbral por debajo del cual la presión no produzca ninguna reacción permitiría controlar perfectamente el anclaje, ya que solo habría que asegurarse de no alcanzar el umbral para el movimiento dental en los dientes de la unidad de anclaje. Una respuesta diferencial a la presión, de manera que una presión intensa produjera un movimiento dental mayor que otra más leve, permitiría mover algunos dientes más que otros, aunque siempre se produjera algún movimiento dental no deseado.

De hecho, parece ser que el umbral para el movimiento dental es bastante bajo, pero se observa una respuesta diferencial a la presión, de modo que esta estrategia de «divide y vencerás» resulta razonablemente eficaz. Como se indica en la figura 8-19, los dientes se comportan hasta cierto punto como si el movimiento ortodóncico fuera proporcional a la magnitud de la presión. A partir de dicho punto, el movimiento dental depende cada vez menos de la magnitud de la presión, de modo que se crea una meseta muy amplia de presión ortodóncicamente eficaz.[29] La intensidad óptima de la fuerza para el movimiento ortodóncico es la fuerza más leve y la presión resultante que producen una respuesta casi máxima (es decir, en el límite de la meseta). Las fuerzas superiores, aunque producen el movimiento dental con la misma eficacia, resultarían excesivamente traumáticas, y como se comenta más adelante, generarían tensiones innecesarias sobre el anclaje.

Condiciones de anclaje

En este contexto pueden definirse varias condiciones de anclaje:

Movimiento dental recíproco. En una situación recíproca, las fuerzas aplicadas a los dientes y a los segmentos de arcada son iguales, y también lo es la distribución de las fuerzas por el LPD. Un ejemplo muy sencillo es lo que sucedería si se conectaran con un resorte activo dos incisivos centrales superiores separados por un diastema (fig. 8-20). Los dientes, casi idénticos, soportarían la misma fuerza distribuida uniformemente por el LPD, y se acercarían el uno al otro la misma distancia.

Una situación algo parecida se produciría al colocar un resorte a través del hueco de extracción de un primer premolar, oponiendo el incisivo central, el incisivo lateral y el canino del segmento anterior de la arcada contra el segundo premolar y el primer molar del segmento posterior. Veamos si esta técnica produciría realmente un movimiento dental recíproco. Evidentemente, los tres dientes anteriores y los dos posteriores soportarían la

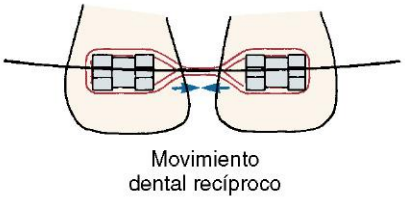


FIGURA 8-20 El movimiento dental recíproco se produce cuando dos dientes o unidades de resistencia del mismo tamaño traccionan una de la otra, como ocurre en este ejemplo del cierre recíproco de un diastema de la línea media en el maxilar.

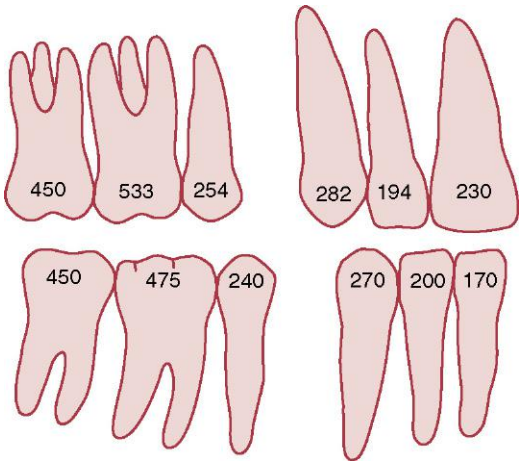


FIGURA 8-21 El «valor de anclaje» aproximado de un diente equivale a su superficie radicular. Como se muestra en este diagrama, el primer molar y el segundo molar de ambas arcadas tienen aproximadamente una superficie equivalente a la del canino y los dos incisivos. (Modificado de Freeman DC. Root Surface Area Related to Anchorage in the Begg Technique. Memphis: University of Tennessee Department of Orthodontics, M.S. Thesis; 1965.)

misma fuerza, ya que la acción del resorte sobre un segmento se acompaña de una reacción igual y opuesta en el otro. Para un movimiento recíproco se necesitaría la misma superficie total de LPD sobre la que se pudiera distribuir la fuerza.

Conceptualmente, el «valor de anclaje» de un diente (es decir, su resistencia al movimiento) se puede definir en función de su superficie radicular, que es la misma que la del LPD. Cuanto mayor sea la raíz, mayor será la superficie sobre la que se puede distribuir una fuerza, y viceversa. Como se observa en la figura 8-21, la superficie del LPD en los dos dientes posteriores de este ejemplo es algo mayor que la superficie total del LPD anterior. Por consiguiente, con un resorte sencillo que conecte ambos segmentos, los dientes anteriores se moverían algo más que los posteriores. El movimiento no sería verdaderamente recíproco, pero se aproximaría bastante.

Anclaje reforzado. Continuando con el ejemplo del hueco de extracción, si se deseara una retrusión diferencial de los dientes anteriores, se podría reforzar el anclaje sobre los dientes posteriores, añadiendo el segundo molar a la unidad posterior (v. fig. 8-21). Ello alteraría el cociente de las superficies radiculares, de manera que actuaría una presión relativamente mayor sobre el LPD de los dientes anteriores, y con lo cual se conseguiría una retrusión del segmento anterior relativamente mayor que el avance del segmento posterior.

Conviene señalar que el refuerzo del anclaje mediante la adición de más unidades de resistencia resulta eficaz porque al haber más dientes (o estructuras extraorales) en el anclaje, la fuerza de reacción se distribuye sobre una superficie mayor de LPD. Esto reduce la presión sobre las unidades de anclaje, y las hace descender por la curva de presión-respuesta. Ahora adquiere mayor importancia la forma de la curva de presión-respuesta. Mantener una fuerza de menor intensidad tiene dos ventajas: no solo limita el traumatismo y el dolor, sino que además permite crear el anclaje aprovechando diferentes zonas del LPD en los segmentos de anclaje. Como se muestra en la figura 8-22, una fuerza excesiva anula la eficacia del refuerzo del anclaje al desplazar los dientes de anclaje

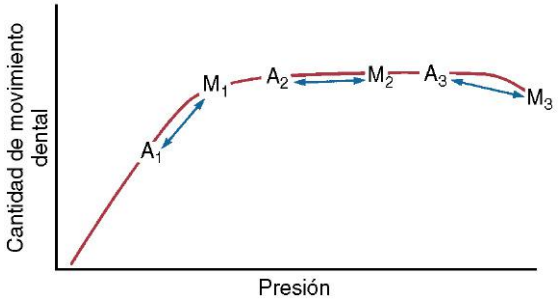


FIGURA 8-22 Consideremos la respuesta de los dientes de anclaje (*A* en el diagrama) y los dientes que queremos mover *(M)* en tres circunstancias. En cada caso, la presión en el ligamento periodontal (LPD) de los dientes de anclaje es menor que la presión en el LPD de los dientes que se van a mover, debido a que hay más dientes en la unidad de anclaje. En el primer caso *(A_1-M_1),* la presión sobre los dientes que se van a mover es óptima, mientras que en la unidad de anclaje es subóptima, y los dientes de anclaje se mueven menos (se mantiene el anclaje). En el segundo caso *(A_2-M_2),* aunque la presión en los dientes de anclaje es menor que en los dientes que se van a mover, ambos se sitúan en la meseta de presión-respuesta, y cabe esperar que los dientes de anclaje se muevan tanto como los que queremos mover (se pierde el anclaje). Con una fuerza excesivamente elevada *(A_3-M_3),* los dientes de anclaje pueden moverse más que los que queríamos mover. Aunque la tercera posibilidad es teórica y puede no darse en la práctica clínica, las dos primeras situaciones sí se observan en ortodoncia clínica. Este principio explica la eficacia de las fuerzas leves a la hora de controlar el anclaje, y por qué las fuerzas intensas destruyen el anclaje.

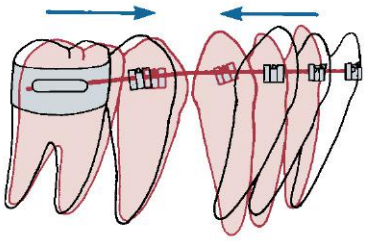


FIGURA 8-23 El desplazamiento de los dientes de anclaje se puede limitar distribuyendo el sistema de fuerzas de manera que los dientes de anclaje solo puedan moverse en bloque, mientras que los dientes que se van a mover se puedan inclinar, como ocurre en este ejemplo de retrusión de unos incisivos mediante la inclinación posterior de los mismos. Este método se denomina *anclaje estacionario.* En este ejemplo, el tratamiento no es completo, ya que en una fase posterior deberán enderezarse las raíces de los incisivos inclinados lingualmente, pero el tratamiento en dos fases mediante la inclinación seguida del enderezamiento se puede utilizar para controlar el anclaje. La distribución de la fuerza sobre una superficie mayor de ligamento periodontal de los dientes de anclaje reduce la presión en el mismo.

hacia la parte más plana de la curva de presión-respuesta. En tal caso, se dice que el odontólogo ha soltado, quemado o perdido el anclaje por haber movido demasiado los dientes de anclaje.

Anclaje estacionario. El término *anclaje estacionario,* utilizado tradicionalmente, aunque menos descriptivo que la denominación *anclaje reforzado,* hace referencia a la ventaja que se puede obtener del movimiento en bloque de un grupo de dientes contra la inclinación de otro (fig. 8-23). Utilizando el mismo

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

ejemplo del hueco de extracción de un premolar, si se dispusiera el aparato de modo que pudiera inclinar lingualmente los dientes anteriores, y mover al mismo tiempo los dientes posteriores en bloque, se produciría la presión óptima para el segmento anterior con alrededor de la mitad de la fuerza que si hubiera que retruir en bloque los dientes anteriores. Ello significa que la fuerza de reacción distribuida por los dientes posteriores se reduciría a la mitad, con lo cual estos solo se moverían la mitad.

Si las superficies de LPD fueran idénticas, al inclinar el segmento anterior y mover en bloque el segmento posterior se duplicaría el grado de retrusión anterior en comparación con el movimiento de avance del segmento posterior. Sin embargo, es importante recordar de nuevo que para que esta estrategia dé resultado, se precisa una fuerza leve. Si la fuerza fuera lo bastante intensa como para desplazar los dientes posteriores en su margen óptimo de movimiento, ya no importaría que el segmento anterior se inclinara o se moviera en bloque. La aplicación de una fuerza excesiva anularía este método de control del anclaje y produciría efectos desastrosos.

Efecto diferencial de las fuerzas muy intensas. Si unas presiones muy elevadas impidieran el movimiento dental, se podría modificar el anclaje de manera que se moviera más el segmento de la arcada con mayor superficie de LPD. Por supuesto, se podría conseguir este resultado aplicando esa fuerza intensa de manera que se sacara el segmento más pequeño del margen máximo de movimiento dental, al tiempo que se mantuviera dentro del mismo al segmento de mayor tamaño (v. fig. 8-22). Dado que los efectos serían muy traumáticos, representaría una forma contraproducente de manipular deliberadamente el anclaje.

De hecho, no es seguro que el grado de movimiento dental en respuesta a la fuerza aplicada se reduzca al aplicar fuerzas muy intensas en cualquier circunstancia, y puede que en realidad no exista este tipo de movimiento diferencial. Sin embargo, si se aplica una fuerza excesiva, es posible producir un movimiento del segmento de anclaje mayor de lo esperado, aunque el mecanismo sea solo un movimiento diferencial del segmento de anclaje hasta la pendiente de la curva de presión-respuesta, más que un declive en la respuesta del segmento en movimiento. Es más sencillo entender la fuerza diferencial en términos de la meseta de la curva de las figuras 8-19 y 8-22, y no del declive cuestionable de la zona extrema derecha.

Anclaje cortical. Una última consideración en relación con el control del anclaje es la respuesta diferencial del hueso cortical en comparación con el medular. El hueso cortical es más resistente a la reabsorción, y el movimiento dental es más lento cuando una raíz contacta con el mismo. Algunos autores han propuesto torcer las raíces de los dientes posteriores hacia el exterior, contra la placa cortical, para inhibir su movimiento mesial cuando hay que cerrar espacios de extracción. Dado que el movimiento mesial se produciría a lo largo de la placa cortical, no contra la misma, es muy dudoso que esta técnica refuerce considerablemente el anclaje (aunque puede inducir reabsorción radicular). Sin embargo, una capa de hueso cortical denso que se haya formado en el proceso alveolar puede modificar el movimiento dental. Esta situación puede darse en un antiguo hueco de extracción, por ejemplo en un adulto que haya perdido un molar o un premolar hace muchos años (fig. 8-24). Puede resultar muy difícil cerrar ese hueco de extracción, ya que el movimiento dental se reduce a la mínima expresión cuando las raíces se topan con hueso cortical a lo largo del reborde alveolar reabsorbido.

Como norma general, los movimientos de torsión están limitados por las placas corticales vestibular y lingual. Si se fuerza persistentemente una raíz contra cualquiera de estas placas, el movimiento dental disminuye considerablemente y se puede producir una reabsorción radicular, aunque también se puede perforar el hueso cortical. Aunque es posible torcer labial o lingualmente la raíz de un diente alejándola del hueso (fig. 8-25), por fortuna no es fácil conseguirlo.

Anclaje esquelético. Está demostrado que si pudieran servir como anclajes estructuras diferentes a los dientes, sería posible producir movimientos dentales o realizar modificaciones del crecimiento sin efectos secundarios indeseables. Hasta comienzos del siglo XXI, la fuerza extraoral (casquete) y, en menor medida, el paladar anterior eran las únicas vías para obtener anclaje al margen de los dientes. El casquete puede utilizarse para aumentar el anclaje, pero existen dos problemas: 1) es imposible que un paciente lleve el casquete todo el tiempo y la mayoría lo llevan,

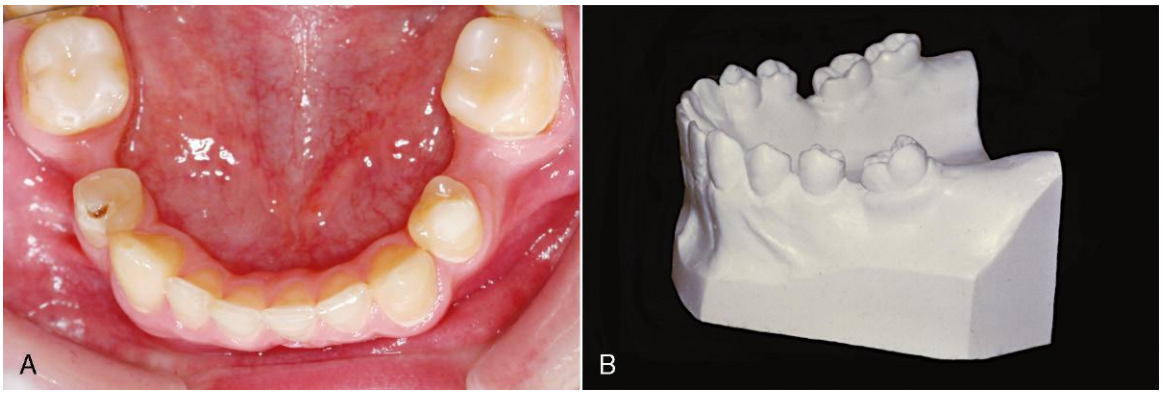


FIGURA 8-24 La pérdida de hueso alveolar en un antiguo hueco de extracción puede crear una zona de hueso cortical entre dientes adyacentes, al estrecharse el proceso alveolar. **A.** Este niño perdió los segundos molares temporales muy temprano y tenía agenesia congénita de los segundos premolares. La mayor reabsorción del reborde en el lado derecho que en el izquierdo indica que el segundo molar temporal derecho se perdió primero. Esta es una situación en la que el «anclaje cortical» puede representar un factor innegable. El cierre de estos espacios de extracción resulta muy difícil debido a la resistencia del hueso cortical a la remodelación. **B.** En adultos que han «perdido» los primeros molares permanentes en la adolescencia, el segundo molar se inclina mesialmente, pero la reabsorción del hueso alveolar en el sitio de la extracción estrecha el reborde. También es difícil y lento el cierre de estos espacios ortodóncicamente, ya que se requiere la remodelación de la cortical ósea.

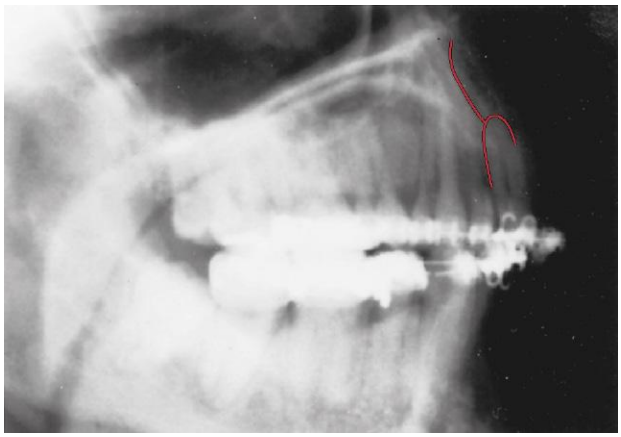


FIGURA 8-25 Inclinación extrema de los incisivos superiores como consecuencia de unas fuerzas ortodóncicas excesivas y mal controladas. En este paciente, los ápices de los cuatro incisivos superiores han sido arrastrados a través de la placa cortical labial y se ha perdido la vitalidad pulpar.

como mucho, la mitad del tiempo, y 2) cuando se lleva el casquete, la fuerza que se ejerce sobre los dientes es muy superior a la óptima, lo que da como resultado un sistema de fuerzas que se aleja del ideal. La fuerza intermitente e intensa de un casquete no es una buena manera de contrarrestar el efecto de la fuerza ligera continua procedente del aparato de ortodoncia. No es sorprendente que el casquete no controle muy bien el movimiento del segmento de anclaje de un arco dental. En teoría, se puede obtener anclaje adicional en la zona de las rugas del paladar; de hecho, esto no resulta muy eficaz (v. capítulo 15).

Gracias al desarrollo de técnicas de implantes óseos satisfactorias para sustituir los dientes ausentes, muy pronto se comprendió que se podían también usar implantes para el anclaje ortodóncico. Un implante correctamente colocado es como un diente anquilosado: no se mueve a menos que se produzca una degeneración patológica del hueso que le rodea. Recientemente, se ha visto que no es necesaria (y quizá no deseable) la osteointegración para el éxito a largo plazo de los implantes cuando se utilizan como anclajes temporales al hueso para proporcionar anclaje ortodóncico. Actualmente existen varias opciones para el anclaje esquelético, la principal de ellas son los tornillos de titanio que penetran a través de la encía en el hueso alveolar (fig. 8-26, *A*) y los anclajes óseos colocados por debajo del tejido blando, por lo general en la zona del contrafuerte cigomático del maxilar (v. fig. 8-26, *B*).

En estos momentos, la aplicación de tornillos óseos o de placas para el anclaje esquelético se ha convertido ya en una práctica rutinaria dentro de la ortodoncia clínica. Estos dispositivos se describen en la sección sobre aparatología fija del capítulo 10, y en el capítulo 18 se explican las aplicaciones clínicas del anclaje esquelético temporal.

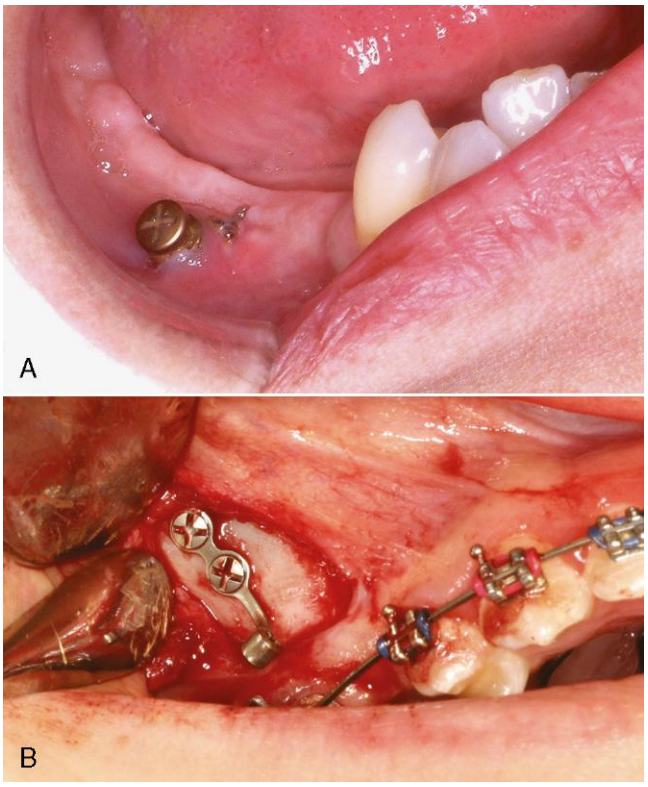


FIGURA 8-26 Existen dos maneras de obtener anclaje esquelético (absoluto). **A.** Colocación de tornillos a través de la encía hacia el hueso alveolar, como en este paciente en el que los tornillos se utilizarán para anclaje de manera que puedan alinearse los incisivos inferiores antes de la sustitución ortodóncica de los dientes ausentes. O bien **(B)** anclajes óseos colocados por debajo del tejido blando, generalmente en la base del arco cigomático, de manera que pueden intruirse los dientes posteriores o retruirse los anteriores. Una vez suturados los tejidos blandos sobre la placa y los tornillos, solo se verá en la cavidad oral el tubo para la inserción de los resortes.

EFECTOS PERJUDICIALES DE LAS FUERZAS ORTODÓNCICAS

Movilidad y dolor como consecuencia del tratamiento ortodóncico

La movilización ortodóncica de los dientes no solo requiere la remodelación del hueso adyacente a los dientes, sino también una reorganización del propio LPD. Las fibras se desinsertan de la superficie del hueso y el cemento y se vuelven a insertar después. Radiográficamente, se puede observar que el espacio del LPD se ensancha durante la movilización ortodóncica de los dientes. La combinación de un espacio ligamentoso más amplio y un ligamento algo desorganizado implica que los pacientes presentarán una mayor movilidad.

Una respuesta previsible al tratamiento ortodóncico es un moderado aumento de la movilidad. No obstante, cuanto más intensas sean las fuerzas ortodóncicas, mayores serán la reabsorción basal previsible y la movilidad. Una movilidad excesiva es un indicio de que se están aplicando fuerzas demasiado intensas. Esta situación puede suceder porque el paciente aprieta o rechina los dientes contra un diente que se ha movido a una posición de oclusión traumática. Si un diente queda demasiado móvil durante el tratamiento ortodóncico, deben interrumpirse todas las fuerzas hasta que su movilidad disminuya a niveles moderados. A diferencia de la reabsorción radicular, la movilidad excesiva suele corregirse por sí sola y sin dejar secuelas permanentes.

Si se aplica una presión intensa sobre un diente, se produce dolor de forma casi inmediata al quedar el LPD literalmente aplastado. No existe ninguna excusa para utilizar en la movilización

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

ortodóncica de los dientes fuerzas que provoquen un dolor inmediato de este tipo. Si se aplica una fuerza ortodóncica adecuada, el dolor que percibe el paciente es muy escaso o ninguno, si bien el dolor suele aparecer al cabo de algunas horas. El paciente percibe una ligera sensación dolorosa y los dientes son bastante sensibles a la presión, hasta el punto de que morder un objeto duro produce dolor. El dolor dura por lo general de 2 a 4 días y después desaparece hasta que se vuelve a reactivar el aparato ortodóncico, momento en el cual puede repetirse un ciclo similar, pero para la mayoría de los pacientes, el dolor asociado con la activación inicial del aparato es el más intenso. Es frecuente observar que el dolor suele presentar notables variaciones individuales, y así sucede en la ortodoncia. Algunos pacientes experimentan molestias escasas o nulas, incluso con fuerzas relativamente intensas, mientras que otros sienten molestias considerables con fuerzas bastante leves.

El dolor asociado al tratamiento ortodóncico guarda relación con la aparición de zonas isquémicas (hialinizadas) en el LPD, que sufrirá necrosis aséptica. El aumento de la sensibilidad a la presión indica inflamación apical y es probable que también contribuya al dolor la leve pulpitis que suele aparecer al poco tiempo de aplicar las fuerzas ortodóncicas. Parece existir alguna relación entre la magnitud de la fuerza aplicada y la cuantía del dolor; cuanto más intensa es la fuerza, mayor es el dolor; los demás factores son iguales. Esto coincide con la idea de las zonas isquémicas del LPD (probablemente zonas que sufrirán una necrosis aséptica, o hialinización) como causa del dolor, ya que fuerzas de mayor intensidad provocarán mayores zonas de isquemia.

Si el origen del dolor reside en la aparición de zonas de isquemia, los métodos para aliviar provisionalmente la presión y permitir el flujo sanguíneo por las zonas comprimidas deberán ser de alguna ayuda. De hecho, si se utilizan fuerzas de poca intensidad, el dolor que experimentan los pacientes se puede reducir haciéndoles mascar (una goma, una oblea de plástico colocada entre los dientes o cualquier otro objeto) durante las 8 h posteriores a la activación del aparato ortodóncico. Presumiblemente, esto desplaza temporalmente los dientes lo bastante como para permitir algún flujo sanguíneo por las zonas comprimidas, así se evita la acumulación de metabolitos que estimulen los receptores del dolor. Sin embargo, las fuerzas poco intensas son la clave para reducir el dolor como medida concomitante del tratamiento ortodóncico.

Como ya se ha señalado anteriormente, muchos de los fármacos que se administran para controlar el dolor pueden alterar el movimiento dental debido a sus efectos sobre las prostaglandinas. Se ha sugerido que el paracetamol debería ser un analgésico más indicado que la aspirina, el ibuprofeno, el naproxeno y similares inhibidores de las prostaglandinas. El argumento en contra del paracetamol es que la inflamación del LPD contribuye al dolor. El paracetamol no disminuye la inflamación, pero los agentes que actúan periféricamente (como el ibuprofeno) sí, de manera que pueden controlar el dolor más eficazmente. Basándose en una serie de estudios clínicos, actualmente se considera que el paracetamol y los AINE sin receta resultan igualmente aceptables para controlar el dolor durante los 3 o 4 días inmediatamente posteriores a la activación de un aparato ortodóncico. Cabe también destacar un efecto placebo muy marcado: en un estudio reciente realizado en condiciones válidas se consiguió un efecto analgésico similar al obtenido con cualquiera de estos fármacos tranquilizando a los pacientes y llamándoles a casa la noche después de colocarles los aparatos.[30]

Es poco frecuente, aunque no imposible, que los pacientes ortodóncicos desarrollen dolor e inflamación de los tejidos blandos, no como consecuencia de las fuerzas ortodóncicas, sino a causa de una reacción alérgica. Los dos principales culpables de que se produzca esta situación son la reacción al látex de los guantes o de los elásticos, o una reacción al níquel de las bandas, a los brackets y a los alambres de acero inoxidable. La alergia al látex puede ser muy grave y poner en peligro la vida del paciente. Deben extremarse las precauciones y no utilizar productos que contengan látex en los pacientes con antecedentes de alergia a este material. El níquel es un metal alérgeno y casi el 20% de la población estadounidense experimenta alguna reacción cutánea a los materiales que contienen níquel (bisutería y pendientes). Afortunadamente, la mayoría de los niños con alergia cutánea al níquel no experimentan una reacción mucosa a los aparatos ortodóncicos de acero inoxidable (que contiene aproximadamente un 8% de níquel) y toleran el tratamiento perfectamente, aunque no es así en algunos casos.[31] Los síntomas característicos de alergia al níquel en un paciente ortodóncico son eritema e hinchazón generalizados de los tejidos orales, que aparecen 1 o 2 días después de colocarles un aparato de acero inoxidable. En estos casos, se pueden usar brackets y tubos de titanio en lugar de acero inoxidable (v. capítulo 10), y arcos de alambre de β-titanio en lugar de alambres de níquel-titanio (NiTi) o de acero. Si tenemos alguna duda sobre la forma en que un paciente con alergia al níquel va a reaccionar a un aparato ortodóncico, conviene cementar uno o dos brackets de acero y esperar 1 o 2 semanas para ver si se produce una reacción alérgica antes de colocar un aparato completo.

Efectos sobre la pulpa

Aunque las reacciones de la pulpa al tratamiento ortodóncico son mínimas, puede producirse una respuesta inflamatoria leve y transitoria de la misma, al menos al inicio del tratamiento. Como se ha señalado anteriormente, esto podría contribuir a las molestias que suelen experimentar los pacientes durante algunos días al activar los aparatos, aunque esta leve pulpitis no tiene consecuencias a largo plazo.

Ocasionalmente, se publican casos de pérdida de la vitalidad dental durante el tratamiento ortodóncico. Suele haber una historia de traumatismo dental previo, aunque también puede deberse a un mal control de las fuerzas ortodóncicas. Si un diente está sometido a una fuerza intensa y constante, se produce una secuencia de movimientos bruscos al permitir la reabsorción basal unos cambios cada vez mayores. Un movimiento brusco lo bastante importante del ápice radicular puede interrumpir los vasos sanguíneos en su entrada. También se ha podido observar una pérdida de vitalidad cuando los incisivos se inclinan distalmente hasta el punto de que el ápice de la raíz llega a salir del proceso alveolar al moverse en la dirección contraria (v. fig. 8-25). También en este caso, esos movimientos cortarían los vasos sanguíneos que entran en el conducto pulpar.

Dado que el factor fundamental en el movimiento ortodóncico de los dientes es la respuesta del LPD, no de la pulpa, es perfectamente factible mover los dientes sometidos a tratamiento endodóncico. Sobre todo en los adultos que reciben tratamiento ortodóncico coadyuvante (v. capítulo 18), puede ser necesario proceder al tratamiento endodóncico de algunos dientes y posteriormente a su recolocación ortodóncica. No existe ninguna contraindicación a esta práctica. Si se efectúa correctamente, el

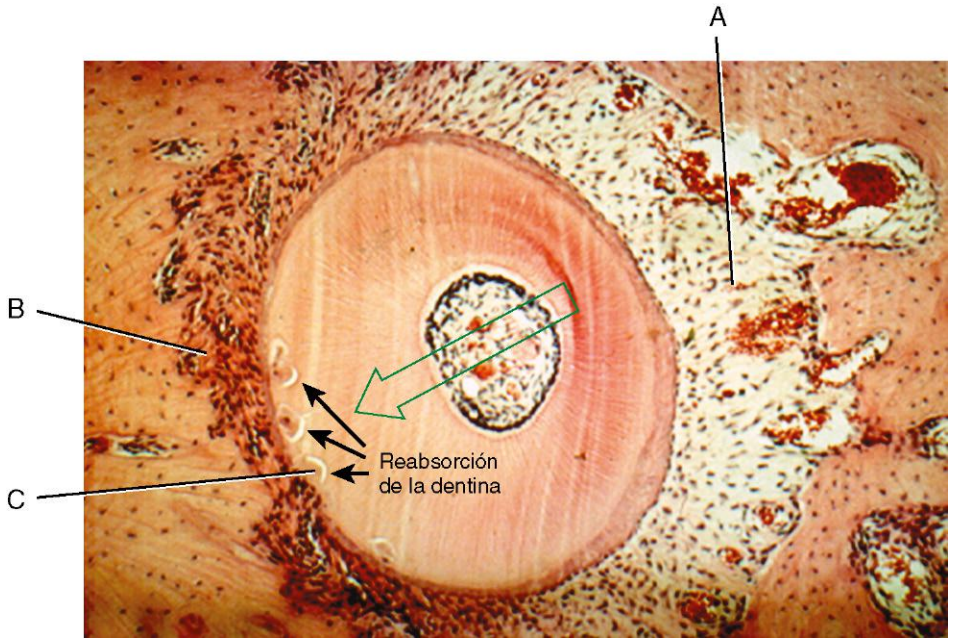


FIGURA 8-27 Corte coronal a través de la raíz de un premolar que está siendo desplazado hacia la izquierda *(flecha).* Obsérvese la zona de compresión del LPD a la izquierda y de tensión a la derecha. También puede verse a la derecha la dilatación de los vasos sanguíneos y la actividad osteoblástica **(A).** A la izquierda existen osteoclastos que están eliminando tejido óseo **(B).** También a la izquierda pueden verse zonas en las que comienza a reabsorberse la raíz y que serán reparadas mediante la acumulación posterior de cemento **(C).** Si la reabsorción penetra a través del cemento hasta la dentina, el propio cemento terminará reparando las grietas que se han producido en la dentina. (Por cortesía del profesor B. Melsen.)

movimiento ortodóncico de un diente desvitalizado no debería asociarse con reabsorción radicular grave. Un caso especial es el de un diente que ha sufrido un traumatismo intrusivo grave y ha requerido tratamiento endodóncico por esa razón.[32] Si es necesario movilizar ese diente por medios ortodóncicos, se puede prevenir en parte la reabsorción manteniendo una obturación de hidróxido cálcico hasta completar el movimiento del diente; posteriormente, podrá efectuarse la obturación radicular definitiva.[33]

Efectos sobre la estructura de las raíces

El tratamiento ortodóncico requiere la remodelación del hueso adyacente a la estructura radicular de los dientes. Se creyó durante muchos años que la estructura radicular no sufría las mismas remodelaciones que el hueso. Investigaciones más recientes han dejado muy claro que cuando se aplican fuerzas ortodóncicas suele producirse alguna remodelación del cemento de la superficie radicular y del hueso adyacente.

Rygh et al. han demostrado que el cemento adyacente a las áreas hialinizadas (necróticas) de LPD queda «marcado» por este contacto y que los osteoclastos atacan este cemento cuando se repara la LPD.[34] Esta observación permite explicar por qué una fuerza ortodóncica intensa y continuada puede dar lugar a una grave reabsorción radicular. Sin embargo, incluso extremando el control de las fuerzas ortodóncicas, es difícil evitar la formación de algunas zonas hialinizadas en el LPD. Un examen cuidadoso de la superficie de las raíces de los dientes movilizados ortodóncicamente revela la existencia de zonas reparadas de reabsorción del cemento y la dentina de la raíz (fig. 8-27). Parece ser que el cemento (y la dentina, si la reabsorción atraviesa el cemento) es eliminado de la superficie de la raíz mientras actúa la fuerza activa, y posteriormente es restaurado durante los períodos de inactividad relativa. En otras palabras, la remodelación de la raíz es una característica constante de la movilización ortodóncica dental, pero solo se producirá una pérdida permanente de la estructura de la raíz si la reparación no repone el cemento reabsorbido anteriormente.

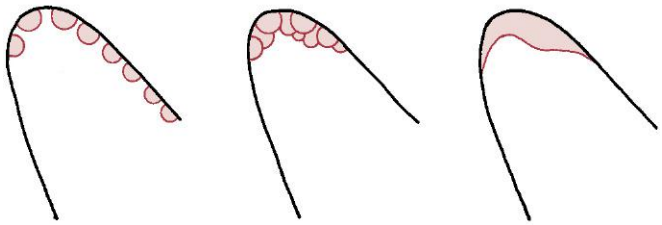


FIGURA 8-28 Durante el movimiento dental, las células clásticas atacan el cemento y el hueso, creando defectos en la superficie de las raíces. Durante la fase de reparación, estos defectos se rellenan nuevamente de cemento. Las raíces se acortan cuando las cavidades confluyen en el ápice, de modo que quedan penínsulas de estructura radicular recortadas como islas. Estos islotes se reabsorben, y aunque durante el proceso de reparación se forma cemento nuevo sobre la superficie radicular residual, se observa una disminución neta de la longitud radicular. Esta es la razón por la que, aunque los lados y el ápice sufren la reabsorción, las raíces se vuelven más cortas, pero no más delgadas, como consecuencia del movimiento dental ortodóncico.

La reparación de la raíz dañada no será posible solo si la agresión sufrida produce defectos importantes en el ápice, que en última instancia queda separado de la superficie radicular (fig. 8-28). Una vez que un islote de cemento o dentina se desprende totalmente de

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

la superficie radicular, es reabsorbido y no llega a ser reemplazado. Por otra parte, incluso los defectos profundos en forma de cráter que aparecen en la superficie radicular vuelven a rellenarse con cemento una vez que cesa el movimiento ortodóncico. Por tanto, la pérdida permanente de la estructura radicular como consecuencia del tratamiento ortodóncico afecta fundamentalmente al ápice. A veces, se observa una reducción en la cara lateral de la raíz en la región apical.

El acortamiento de las raíces dentales durante el tratamiento ortodóncico se produce por tres mecanismos distintos, que hay que distinguir para valorar la etiología de la reabsorción.

Reabsorción generalizada moderada

A pesar de esta posibilidad de reparación, el examen radiológico minucioso de los individuos que han sido sometidos a tratamiento ortodóncico revela alguna pérdida de longitud radicular en casi todos los casos, y esa pérdida es mayor en los pacientes cuyo tratamiento se prolonga durante más tiempo (tabla 8-4). El acortamiento medio de la longitud radicular de los incisivos superiores es algo mayor que el de otros dientes, pero todos los incluidos en el aparato ortodóncico fijo típico experimentan un ligero acortamiento medio. En el estudio de Seattle del que proceden los datos de la tabla 8-4, se embandaron todos los dientes menos los segundos molares superiores. Se observa que estos fueron los únicos dientes no afectados. No obstante, el 90% de los incisivos superiores y más de la mitad de todos los dientes sufren alguna pérdida de longitud radicular durante el tratamiento, para la gran mayoría de los pacientes la pérdida de estructura radicular es mínima y no alcanza significación clínica.

Sin embargo, en ocasiones se observa la pérdida de un tercio o la mitad de la estructura radicular en pacientes que han recibido lo que parece ser un mero tratamiento ortodóncico de rutina (fig. 8-29). También en este caso es importante diferenciar dos formas de reabsorción grave.

Reabsorción generalizada grave

Afortunadamente, que se produzca la reabsorción radicular grave de todos los dientes es un hecho muy poco frecuente. Algunos individuos son propensos a la reabsorción radicular, incluso sin tratamiento ortodóncico; se ha observado con frecuencia una reabsorción generalizada grave en individuos que nunca habían recibido tratamiento ortodóncico. Si se evidencian signos de reabsorción radicular antes de comenzar el tratamiento ortodóncico, el paciente está expuesto a un riesgo considerable de reabsorción adicional durante el mismo, mucho más que un paciente sin signos de reabsorción previa. Aunque se ha sugerido que estos pacientes podrían sufrir desequilibrios hormonales y otras alteraciones metabólicas, son pocas las pruebas que respaldan estas teorías. En la década de los cuarenta se publicó que una deficiencia de hormona tiroidea podría dar lugar a una reabsorción radicular generalizada, y en ocasiones se ha recomendado administrar suplementos tiroideos a los pacientes ortodóncicos como medida preventiva, pese a que la mayoría de los pacientes con reabsorción generalizada no presentan problemas endocrinos.

En estos momentos hay que aceptar que se ignora por completo la etiología de la reabsorción generalizada grave. El tratamiento ortodóncico no es el principal factor etiológico. Se ha sugerido en diversos trabajos que es posible prever una reabsorción superior a la media cuando los dientes tienen raíces cónicas con ápices puntiagudos, una morfología dental distorsionada (dilaceración) o un antecedente de traumatismo (haya necesitado tratamiento endodóncico o no). Sin embargo, es preferible considerar estas características como indicadores de una reabsorción moderada y algo más extensa, no como factores de riesgo de reabsorción grave.

Reabsorción localizada grave

A diferencia de la generalizada, la reabsorción localizada grave (es decir, la reabsorción significativa de algunos dientes) se debe al tratamiento ortodóncico. Se sabe desde hace años que el empleo de una fuerza excesiva durante el tratamiento ortodóncico aumenta el riesgo de reabsorción radicular, sobre todo si se aplican fuerzas intensas y continuadas. La duración prolongada del tratamiento ortodóncico también incrementa el grado de reabsorción.

Cada vez es más evidente que algunas personas son más propensas a la reabsorción radicular. Parece razonable pensar que esas diferencias individuales tan marcadas se deban a factores genéticos, aunque todavía no disponemos de ninguna manera de utilizar pruebas genéticas para evaluar el riesgo de reabsorción.[35] Quizás la mejor manera de identificar a aquellos con más probabilidades de experimentar una reabsorción inusualmente extensa sea obteniendo una radiografía panorámica 6-9 meses después de iniciar el tratamiento y evaluar el grado de reabsorción en ese momento. Es probable que aquellos pacientes que muestren una reabsorción significativa en la fase de tratamiento inicial sufran una reabsorción mucho mayor al término de dicho tratamiento.[36]

TABLA 8-4

Cambio medio en la longitud de la raíz

	SUPERIOR		INFERIOR	
	Extr. seriada	Extr. tardía	Extr. seriada	Extr. tardía
Incisivo central	−1,5	−2	−1	−1,5
Incisivo lateral	−2	−2,5	−1	−1
Canino	−1	−1,5	−0,5	−1
Segundo premolar	−0,5	−1,5	−0,5	−1,5
Primer molar (mesial)	−0,5	−1	−0,5	−1,5

Datos tomados de Kennedy DB, Joondeph DR, Osterburg SK, et al. Am J Orthod 84:183, 1983.
Extr., extracción.

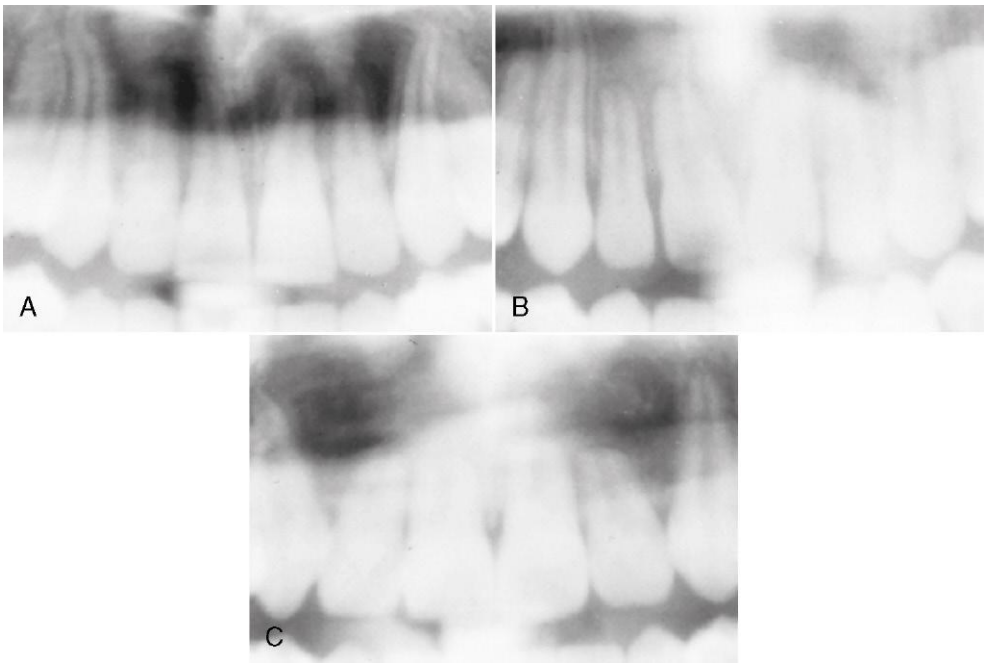


FIGURA 8-29 La reabsorción radicular que acompaña al tratamiento ortodóncico puede clasificarse en tres categorías, como se puede ver en estos incisivos centrales y laterales superiores. **A.** Categoría 1, ligero emborronamiento de los ápices. **B.** Categoría 2, reabsorción moderada, hasta la cuarta parte de la longitud de la raíz. **C.** Categoría 3, reabsorción intensa, superior a la cuarta parte de la longitud de la raíz. Consúltese la tabla 8-5 para conocer los datos de prevalencia de estos niveles de reabsorción. (Tomado de Kaley JD, Phillips C. Angle Orthod 61:125-131, 1991.)

TABLA 8-5

Porcentaje de pacientes con reabsorción radicular por grados de reabsorción (200 pacientes consecutivos sometidos a tratamiento completo)

	CATEGORÍA DE REABSORCIÓN*			
Diente	0	1	2	3
Superior				
Incisivo central	8	45	44	3
Incisivo lateral	14	47	37	3
Segundo premolar	51	45	4	0,5
Inferior				
Incisivo central	16	63	20	0,5
Segundo premolar	55	38	6	0,5

*Los valores son en cada caso para el diente derecho (no se apreciaron diferencias significativas entre izquierda y derecha): 0 = ausencia de reabsorción apical; 1 = ligero emborronamiento del ápice radicular; 2 = reabsorción moderada, hasta una cuarta parte de la longitud de la raíz; 3 = reabsorción intensa, más de una cuarta parte de la longitud de la raíz (v. fig. 8-29).

Datos tomados de Kaley JD, Phillips C. Angle Orthod 61:125-131, 1991.

El riesgo de reabsorción localizada grave es mucho mayor en los incisivos superiores (el 3% de afectados, frente a menos del 1% en todos los demás dientes) (tabla 8-5). Kaley y Phillips observaron que el riesgo de reabsorción grave de los incisivos superiores se multiplicaba por 20 si se forzaban sus raíces contra la placa cortical lingual durante el tratamiento (tabla 8-6).[37] Ello puede ocurrir durante el tratamiento de camuflaje de los problemas esqueléticos, al someter a torque o torsión (p. ej., en los pacientes de clase II) o inclinar (p. ej., en el tratamiento de clase III) los incisivos superiores contra la placa cortical lingual. El contacto con las placas corticales también permite explicar otros patrones de reabsorción de las raíces de los molares inferiores cuando se requiere un torque o torsión de la raíz vestibular para intentar aumentar el anclaje para los elásticos de clase II.

Efectos del tratamiento sobre la altura del hueso alveolar

En el ápice radicular, si el equilibrio entre la aposición y la reabsorción de la superficie radicular se inclina demasiado hacia la reabsorción, puede producirse un acortamiento irreversible de la raíz. Parece lógico pensar que esto podría suceder igualmente en el borde óseo alveolar, y que otro efecto del tratamiento ortodóncico podría ser la pérdida de altura del hueso alveolar. Dado que la presencia de aparatos ortodóncicos incrementa el grado de inflamación gingival, incluso con una buena higiene, este posible efecto secundario del tratamiento podría parecer aún más frecuente.

Por fortuna, no es frecuente observar una pérdida excesiva de altura en el hueso alveolar como complicación del tratamiento ortodóncico. En una muestra importante de pacientes, la pérdida de altura del borde alveolar fue inferior a 0,5 mm por término medio y casi nunca fue superior a 1 mm, al observarse los mayores cambios en los lugares donde se habían practicado extracciones.[38] También se vieron efectos mínimos

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

TABLA 8-6

Factores de riesgo de reabsorción radicular grave en los incisivos superiores

Factor	Probabilidad	Índice de posibilidades
Aproximación de la placa lingual	0,001	20
Cirugía del maxilar	0,002	8
Torsión	0,01	4,5
Extracción	0,01	0,5
Cirugía de la mandíbula	0,05	3,6

Datos tomados de Kaley JD, Phillips C. Angle Orthod 61:125-131, 1991.
NOTA: *La aproximación de la placa lingual podría explicar los restantes factores de riesgo.*

sobre los niveles del hueso alveolar en pacientes ortodóncicos seguidos a largo plazo. La causa radica en que la posición de los dientes determina la posición del hueso alveolar. Cuando los dientes erupcionan o son movilizados, arrastran con ellos el hueso alveolar. La única excepción es el movimiento dental en presencia de trastorno periodontal activo, e incluso los adultos que han sufrido pérdida ósea por un trastorno periodontal pueden recibir tratamiento ortodóncico con una buena respuesta ósea, siempre que se llegue a controlar bien la enfermedad periodontal.

La relación entre la posición de un diente y la altura del hueso alveolar se puede apreciar con más claridad cuando los dientes erupcionan demasiado o muy poco. En ausencia de factores patológicos, un diente que erupciona demasiado no emerge gradualmente del hueso. Un diente supraerupcionado arrastra hueso alveolar consigo, a menudo a distancias considerables. A menos que un diente erupcione en una zona del arco dental, no se formará allí hueso alveolar. En caso de ausencia congénita o extracción prematura de un diente, se producirá un defecto permanente en el hueso alveolar, a no ser que se desplace a la zona otro diente con relativa rapidez. Este es un argumento contra las extracciones prematuras, por ejemplo, la enucleación de un premolar sin erupcionar. La extracción prematura de dientes implica el riesgo de crear un defecto en el hueso alveolar que no podrá solucionarse mediante tratamiento ortodóncico posterior.

Dado que un diente en erupción arrastra consigo hueso alveolar, es posible aprovechar el movimiento dental ortodóncico para generar el hueso alveolar necesario para soportar un implante que sustituya la ausencia congénita de un diente. Por ejemplo, si falta un incisivo lateral superior y se prevé su reposición protésica, se puede desviar la erupción del canino permanente en dirección mesial, hacia la zona del incisivo lateral ausente, y después retrotraerlo hacia su posición correcta al final del período de crecimiento. Esta maniobra estimula la formación de hueso alveolar en la región incisiva lateral, que de otro modo no se habría formado.[39]

Con la extrusión ortodóncica se observan los mismos efectos sobre la altura del hueso alveolar que con la erupción; siempre que el tratamiento ortodóncico se lleve a cabo con niveles de fuerza razonables y a una velocidad de movimiento dental adecuada, el diente arrastrado al arco dental mediante fuerzas ortodóncicas de extrusión llevará consigo hueso alveolar. La altura de la inserción ósea a lo largo de la raíz será aproximadamente la misma al comienzo y al final del movimiento. En determinadas circunstancias, es posible inducir la formación de tejido óseo en la zona en la que hay que colocar un implante, extruyendo la raíz de un diente dañado sin remedio, de manera que se forme nuevo tejido duro y blando en la zona. Si se procede a la intrusión de un diente, el borde alveolar tiende a perder altura ósea, de forma que queda enterrado en el hueso el mismo porcentaje de raíz que al comienzo, aunque la intrusión se efectúe a una distancia considerable.

Esta tendencia del hueso alveolar a mantener la misma altura a lo largo de la raíz es un factor positivo del tratamiento en la mayoría de los casos. En ocasiones, sería deseable modificar la cantidad de diente incluida en el hueso. Por ejemplo, se podría mejorar la sujeción ósea alrededor de los dientes con problemas periodontales, procediendo a la intrusión de los dientes y obligando a las raíces a profundizar en el hueso, siempre que el hueso alveolar no siguiese al diente sometido a intrusión. Existen trabajos que confirman las ventajas terapéuticas de la intrusión de dientes con problemas periodontales,[40] pero la menor alveolización se debe al crecimiento de un largo epitelio de unión, y no a la reinserción del LPD ni a que exista un soporte óseo más extenso. En ocasiones, es deseable elongar la raíz de un diente fracturado para poder utilizarlo como contrafuerte protésico sin la cirugía de elongación de las coronas. Si se emplean fuerzas muy intensas para la extrusión rápida de un diente, se puede producir una relativa pérdida de fijación, pero esta extrusión deliberadamente antifisiológica es cuando menos traumática y en el peor de los casos puede dar lugar a anquilosis y/o reabsorción. Es preferible la extrusión o intrusión fisiológica que arrastra hueso alveolar junto con el diente, seguida de la remodelación gingival y ósea.

EFECTOS ESQUELÉTICOS DE LAS FUERZAS ORTODÓNCICAS: MODIFICACIÓN DEL CRECIMIENTO

Principios de la modificación del crecimiento

La aplicación de fuerzas ortodóncicas sobre los dientes tiene la capacidad de irradiarse hacia el exterior y afectar a regiones óseas distantes. Actualmente, es posible aplicar fuerzas en implantes o tornillos sobre los maxilares para influir sobre su crecimiento. La movilización ortodóncica de los dientes puede corregir las maloclusiones dentales; si los efectos a distancia pudieran cambiar el patrón de crecimiento maxilar, también existiría la posibilidad de corregir las maloclusiones esqueléticas.

En los capítulos 2-4 se recogen los actuales conocimientos sobre la forma y la causa del crecimiento de los maxilares. En pocas palabras, el maxilar crece por aposición de nuevo tejido óseo en sus suturas posteriores y superiores, como respuesta al empuje anterior de la base craneal en crecimiento y al empuje anteroinferior de los tejidos blandos adyacentes en crecimiento. Parece ser que el estímulo para la formación de nuevo tejido óseo es la tensión que soportan las suturas al desplazarse el maxilar

con respecto a sus estructuras de sujeción. De forma algo parecida, la mandíbula recibe el empuje anteroinferior de los tejidos blandos que la rodean. En respuesta a ello, el proceso condilar crece hacia arriba y hacia atrás para mantener la ATM. Si esto es cierto, parece perfectamente razonable que las presiones que se oponen al movimiento anteroinferior de ambos maxilares limiten su crecimiento y que las que se sumen a las fuerzas que les impulsan hacia delante y hacia abajo lo incrementen.

Durante el siglo pasado, se aceptó, se rechazó y se volvió a aceptar la posibilidad de modificar el crecimiento maxilar y facial de este modo. Aunque sigue siendo motivo de controversia la cuantía de los cambios esqueléticos que pueden conseguirse mediante el tratamiento, en los últimos años se ha podido confirmar la eficacia clínica de los métodos dirigidos a modificar el crecimiento. En el capítulo 12 se analizan las posibilidades de la modificación del crecimiento y las características de los pacientes que son buenos candidatos para ello. En el presente capítulo analizaremos la forma en que se producen estos efectos sobre el crecimiento.

Efectos de las fuerzas ortodóncicas sobre el maxilar y el tercio medio facial

Muy acertadamente, se considera que la manipulación y el control de la erupción dental constituyen un aspecto del movimiento ortodóncico de los dientes, por lo cual se ha revisado con mayor detalle en la sección anterior. El siguiente apartado se centra en los cambios que experimentan los maxilares, no las estructuras dentoalveolares, pero es importante tener siempre presente que en el tratamiento no es tan sencillo disociar los efectos dentoalveolares y esqueléticos.

Restricción del crecimiento del maxilar

Los puntos importantes de crecimiento del maxilar (además de los procesos dentoalveolares), aquellos en los que se podría alterar la expresión del crecimiento, son las suturas que unen el maxilar con el cigoma, las placas pterigoideas y la región frontonasal, así como la sutura que divide el paladar por la mitad. Estas suturas son parecidas en algunos aspectos al LPD, pero sin una estructura tan compleja ni tanta densidad colagenosa (fig. 8-30). Para modificar el crecimiento maxilar excesivo, el tratamiento deberá basarse en aplicar una fuerza que se oponga a las fuerzas naturales que separan las suturas, limitando la separación que pudiera producirse (fig. 8-31). Para modificar el crecimiento insuficiente, habría que sumar una fuerza adicional a las fuerzas naturales, aumentando la separación que se pudiera producir e incrementando el crecimiento.

Resulta difícil medir la compresión o la tensión que sufren las suturas, y no hay forma de saber lo que se necesita en teoría para alterar el crecimiento. La experiencia clínica sugiere que la

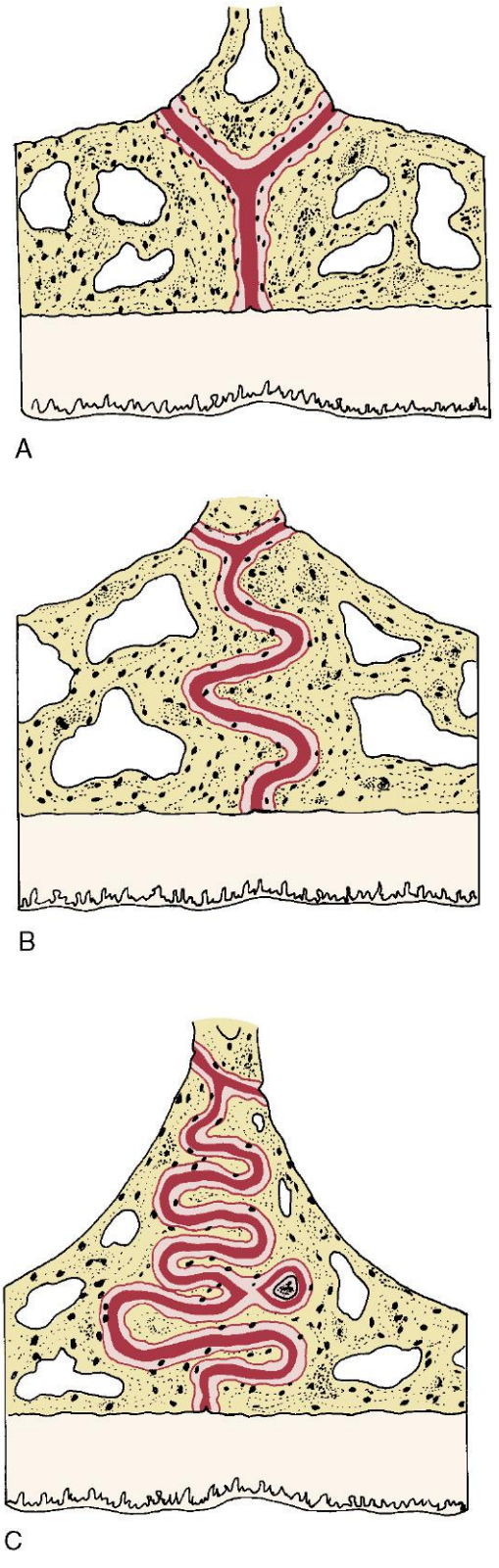


FIGURA 8-30 Al igual que las restantes suturas del esqueleto facial, la sutura palatina media se hace cada vez más tortuosa e interdigitada con la edad. Estos esquemas muestran el aspecto histológico característico de la sutura palatina media **(A)** durante la lactancia, cuando la sutura es casi rectilínea; **(B)** infancia (dentición mixta precoz), y **(C)** comienzo de la adolescencia. Durante la infancia es posible expandir las suturas casi con cualquier tipo de aparato de expansión (p. ej., un arco lingual). Al comienzo de la adolescencia, la interdigitación de las espículas de la sutura ha alcanzado un punto en el que se necesita un gato de tornillo con una fuerza considerable para crear microfracturas antes de poder abrir la sutura. Cuando aparecen pequeñas zonas de puentes óseos a través de la sutura, por lo general al finalizar la adolescencia, es imposible expandir el esqueleto maxilar. (Reproducido a partir de Melsen B. Am J Orthod 668:42-54, 1975.)

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

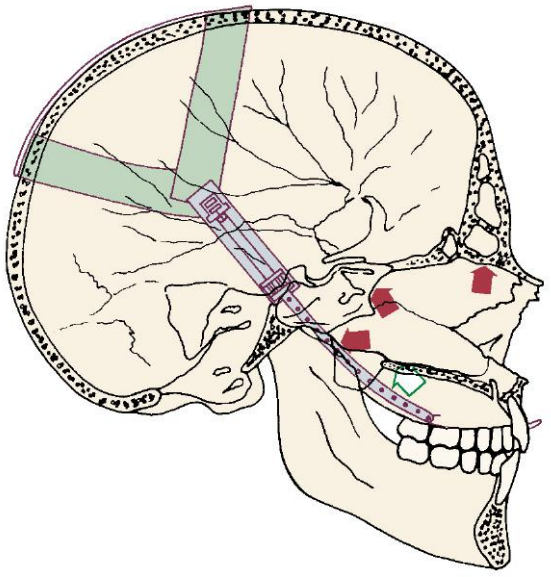


FIGURA 8-31 Las fuerzas extraorales aplicadas sobre los dientes superiores se irradian a las suturas del maxilar, donde pueden alterar el patrón de crecimiento maxilar.

aplicación de fuerzas moderadas sobre los dientes superiores puede impedir el crecimiento anterior del maxilar, pero se necesitan fuerzas de mayor intensidad para separar las suturas y estimular el crecimiento. Cuando se aplica una fuerza a los dientes, las suturas solo reciben una pequeña parte de la presión que actúa sobre el LPD, ya que las primeras tienen una superficie mucho mayor. Por este motivo, incluso las moderadas fuerzas que se recomiendan para restringir el crecimiento anterior del maxilar tienden a ser de mayor magnitud que las recomendadas únicamente para el movimiento dental. Por ejemplo, una fuerza de 250 g por lado (500 g en total) es probablemente el mínimo para impedir el desplazamiento anterior del maxilar, y es frecuente aplicar esta fuerza o una superior solo sobre los primeros molares a través de un arco facial.

El efecto de esta mayor fuerza sobre la dentición es motivo justificado de preocupación. Durante el tratamiento de modificación del crecimiento, no es deseable el movimiento dental; lo que se pretende es corregir la discrepancia maxilar y no mover los dientes para camuflarla. Como ya hemos señalado en la primera parte de este capítulo, una fuerza intensa y continuada puede dañar las raíces dentales y el periodonto. Las fuerzas intensas e intermitentes tienen menos probabilidades de producir lesiones; además, las fuerzas intermitentes inducen menos movimiento dental, debido probablemente a que el estímulo para la reabsorción basal se difumina durante los períodos en los que se retira la fuerza intensa. Podemos deducir lógicamente que para limitar los daños dentales conviene evitar la aplicación de fuerzas intensas y constantes sobre el maxilar.

Dado que la movilización de los dientes es un efecto indeseable, convendría que la aplicación intermitente de fuerzas intensas produjese un mayor efecto esquelético que dental. Se pensó por un tiempo que se podía lograr casi el mismo efecto esquelético llevando un casquete 12, 16 o 24 h, pero lo cierto es que se producía más movimiento dental llevándolo durante las 24 h. Esto sería otro argumento a favor de la utilización intermitente del casquete. Sin embargo, existen muy pocos datos que respalden esta hipótesis, y no se puede confiar en que el empleo intermitente del casquete produzca diferencias entre el movimiento dental y los cambios esqueléticos.

En la movilización dental existe un umbral definido para la duración de las fuerzas: no se producirá nada de remodelación ósea salvo que apliquemos una fuerza sobre un diente durante al menos 6 h diarias. Se ignora si se aplica a las suturas un umbral de duración parecido, pero la experiencia clínica sugiere que podría ser así. Se puede consultar el trabajo reciente de Roberts[23] en el que se revisan las influencias sobre el crecimiento óseo y la remodelación.

Hasta hace poco tiempo, no se consideraba importante el momento del día en el que se aplicaba la fuerza. En función de los resultados obtenidos en animales experimentales y en seres humanos, parece claro que el crecimiento a corto plazo se caracteriza por fluctuaciones en la velocidad de crecimiento, incluso a lo largo de un mismo día. Se sabe desde hace algún tiempo que, en los niños en desarrollo, la hormona del crecimiento se libera fundamentalmente a última hora de la tarde, por lo que no debe sorprendernos que la adición de nuevo tejido óseo a las placas epifisarias de los huesos largos se produzca fundamentalmente (quizá totalmente) durante la noche.[41] Se ignora si el crecimiento facial sigue el mismo patrón, pero es muy posible que sí. Sin embargo, la liberación de la hormona del crecimiento comienza a media tarde, y probablemente convenga insistir en que el paciente empiece a utilizar el casquete o un aparato funcional inmediatamente después de la merienda, en vez de esperar a la hora de acostarse.

De acuerdo con estas consideraciones, en la actualidad se considera óptima la siguiente «prescripción de fuerzas» para restringir el crecimiento del maxilar mediante un casquete en pacientes con problemas de clase II:

- Fuerzas de 500-1.000 g en total (la mitad para cada lado).
- Dirección de las fuerzas ligeramente por encima del plano oclusal (a través del centro de resistencia de los molares, si las fuerzas se aplican sobre los mismos por medio de un arco facial).
- Duración de las fuerzas al menos 12 h diarias, todos los días, insistiendo en la necesidad de utilizarlo desde media tarde (justo después de merendar) hasta la mañana siguiente.
- Duración característica del tratamiento entre 12 y 18 meses, dependiendo de la rapidez del crecimiento y de la cooperación del paciente (fig. 8-32).

Aumento del crecimiento maxilar

Aunque la mascarilla facial produce pequeños cambios (casquete inverso), la estimulación del crecimiento anterior del maxilar mediante la aplicación de una tensión sobre las suturas no ha dado tan buenos resultados clínicos como la restricción del crecimiento. Las dificultades para estimular el crecimiento anterior de todo el maxilar reflejan probablemente nuestra incapacidad para producir una fuerza suficiente que separe las suturas posteriores y superiores en niños mayores, pero eso no es todo. Otra parte del problema radica en el grado de interdigitación de las espículas óseas a través de las líneas de sutura (v. fig. 8-30).[42] En la medida en que las suturas se van interdigitando más con la edad, cada vez es más difícil separarlas. En un adolescente es posible aplicar suficiente fuerza a través

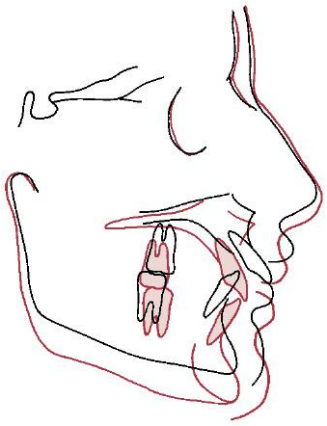


FIGURA 8-32 Superposición cefalométrica en la que se aprecia la modificación producida en el crecimiento por la aplicación de una fuerza extraoral sobre el maxilar. Se puede observar que el maxilar se ha movido hacia abajo y hacia atrás mientras el niño crecía, y no en la dirección anteroinferior seguida por la mandíbula.

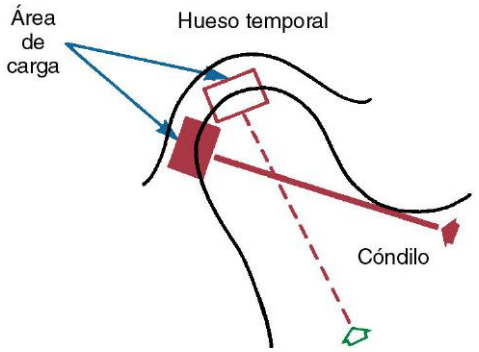


FIGURA 8-33 Las fuerzas extraorales dirigidas hacia el cóndilo mandibular tienden a actuar solo sobre una pequeña parte de la superficie redondeada; esta es una explicación de la relativa ineficacia de este tipo de modificación del crecimiento.

del paladar con un tornillo de expansión para abrir una sutura mesopalatina moderadamente interdigitada, pero la fuerza extraoral producida por una máscara facial no puede generar tanta fuerza sobre el extenso sistema de suturas situado por encima y por debajo del maxilar, una vez que se ha alcanzado un grado de interdigitación moderado.

La movilización dental no es deseable cuando lo que se pretende es modificar el crecimiento de alguna forma, pero es muy problemática cuando se intenta desplazar anteriormente el maxilar. Una solución a este problema podría ser aplicar la fuerza a un anclaje óseo en el maxilar. Otra posibilidad consiste en usar elásticos de clase III unidos a placas óseas en los maxilares superior e inferior (una técnica que se explica detalladamente en el capítulo 13).[43] El anclaje esquelético elimina por completo el movimiento dental no deseado, pero esto no debería entenderse como que no habría restricciones en la cantidad de cambios esqueléticos posibles. Después de todo, el crecimiento anterior parece estar muy controlado por la matriz de tejido blando en la que está embebido el maxilar. La experiencia clínica hasta la fecha sugiere que, sin intervención quirúrgica, no parece que vaya a producirse un desplazamiento anterior del maxilar de más de 4-5 mm.

Efectos de las fuerzas ortodóncicas sobre la mandíbula

Si la mandíbula, como sucede con el maxilar, crece fundamentalmente como respuesta al crecimiento de los tejidos blandos circundantes, debería ser posible alterar su crecimiento de forma muy parecida a como se hace con este último mediante retrusión posterior o tracción anterior. Esto es así hasta cierto punto, aunque el anclaje de la mandíbula al resto del esqueleto facial a través de la ATM es muy diferente al sistema de suturas del maxilar. No debe sorprendernos que la respuesta de la mandíbula a las fuerzas transmitidas a la ATM también sea bastante diferente.

Restricción del crecimiento mandibular

Como hemos comentado en el capítulo 7, las tentativas para restringir el crecimiento mandibular mediante la aplicación de una fuerza compresiva sobre el cóndilo mandibular nunca han dado resultados muy satisfactorios. Los experimentos con monos, en los que se pueden emplear fuerzas bastante intensas y prolongadas, sugieren que las fuerzas restrictivas pueden detener el crecimiento mandibular y provocar una remodelación de la fosa temporal.[44] La movilización dental no representa un problema importante, ya que las fuerzas se aplican sobre el mentón y no sobre los dientes inferiores. Las dificultades para utilizar este método en los niños pueden derivarse de sus deseos de cooperar, teniendo en cuenta la duración y la magnitud de las fuerzas necesarias (que, a menudo, son inadecuadas y tienden a ser dolorosas).

La duración de la fuerza aplicada con la mentonera (horas/día) puede representar una diferencia importante entre los niños y los animales de experimentación. En estos últimos, en los que se ha podido comprobar que la aplicación de una fuerza sobre el mentón impide el crecimiento mandibular, las fuerzas actúan prácticamente de forma constante. El efecto de la anquilosis funcional en los niños (v. capítulo 5) demuestra que el crecimiento queda inhibido cuando se interfiere constantemente en la traslación de los cóndilos fuera de la fosa glenoidea, en ausencia de una fuerza contra el mentón. El animal no tiene más remedio que llevar el dispositivo de restricción en todo momento (y tolerar niveles de fuerzas muy elevados). Los niños llevan el aparato modificador del crecimiento durante algunas horas cada día, pero es poco probable que lo lleven constantemente, aunque prometiesen hacerlo. El casquete sobre el maxilar funciona bien con 12-14 h de uso diario, o incluso menos, pero el caso de la mandíbula puede ser diferente. Es posible (aunque no podemos estar seguros) que para restringir el crecimiento mandibular sea necesario evitar la traslación de una forma constante o casi constante. Por primera vez en los seres humanos se ha observado una remodelación de la ATM (de manera que el maxilar inferior retrocede) en niños que utilizan elásticos de clase III unidos a anclajes óseos prácticamente a tiempo completo.[43] Esto parece indicar que la duración de la fuerza es más importante que la magnitud de la misma; lo mismo que sucede con el movimiento dental y otros efectos del tratamiento ortodóncico.

Otro problema aparente que conlleva el uso de una mentonera para restringir el crecimiento mandibular radica en la dificultad de cargar toda la parte superior del cóndilo; es probable que la línea de fuerza quede por debajo de la posición teóricamente ideal (fig. 8-33). Por este motivo, es probable que

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

una mentonera haga girar el maxilar inferior hacia abajo y restrinja el crecimiento anterior del mentón fundamentalmente por este mecanismo. Los aparatos funcionales de clase III producen exactamente el mismo tipo de rotación posteroinferior. Por supuesto, el problema radica en que un paciente que tiene una altura facial excesiva y prognatismo mandibular no es un buen candidato para este tipo de tratamiento, y dos tercios de los pacientes con prognatismo de origen europeo son también dolicofaciales.

Podemos decir que el control del crecimiento mandibular excesivo es un importante problema sin resolver en la ortodoncia actual. En estos momentos, no podemos restringir el crecimiento mandibular con unos resultados ni remotamente parecidos a los que se obtienen con tratamientos similares en el maxilar.

Aumento del crecimiento mandibular

Por otra parte, el cóndilo experimenta una traslación anterior, alejándose del hueso temporal durante la función normal, y se puede traccionar de la mandíbula colocándola y manteniéndola en una posición de protrusión durante períodos prolongados con fuerzas moderadas y perfectamente tolerables. Si la teoría actual es correcta, esta medida debería estimular el crecimiento. Durante muchos años, no han cesado las controversias al respecto. Si definimos la estimulación del crecimiento como una aceleración del mismo, de forma que la mandíbula crece más rápido mientras está protruida, se puede demostrar que muchos pacientes (aunque no todos) experimentan una estimulación del crecimiento (v. fig. 7-13). Si definimos la estimulación como la obtención, al finalizar el período de crecimiento, de una mandíbula con un tamaño mayor al que habría alcanzado sin el tratamiento, es mucho más difícil demostrar un efecto positivo. Muchos informes han encontrado que el tamaño final de la mandíbula es muy similar en pacientes tratados y no tratados.

Es posible que la forma exacta en que se mantiene adelantada la mandíbula fuera de la fosa tenga importancia a la hora de determinar la respuesta. Existen dos mecanismos para conseguir la protrusión. Uno de ellos es pasivo, es decir, la mandíbula se mantiene adelantada mediante un aparato ortodóncico. El otro es activo, esto es, el paciente responde al aparato empleando sus propios músculos (sobre todo el pterigoideo externo) para mantener la mandíbula adelantada. Se pensaba que la estimulación (activación) de los músculos era muy importante desde que se inició el tratamiento con aparatos funcionales, de ahí el nombre genérico de *funcional* y el más específico de *activador*.

Hasta cierto punto, el adelantamiento de la mandíbula activa la musculatura mandibular, tanto de los elevadores como de los músculos menos potentes que intervienen en la protrusión. Algunos especialistas sostienen que es importante tomar la mordida constructiva para un aparato funcional adelantando la mandíbula solo unos milímetros, ya que de este modo se consigue la máxima activación muscular. Si se adelanta la mandíbula una distancia considerable, 1 cm o más, los músculos tienden a quedar eléctricamente silenciados en vez de activados. Sin embargo, los aparatos fabricados a partir de mordidas constructivas tan exageradas pueden tener bastante eficacia clínica y pueden ser tan eficaces para modificar el crecimiento mandibular (y maxilar) como los fabricados con avances más reducidos. En resumen, no es necesaria la activación muscular para conseguir modificar el crecimiento. Lo que cabe preguntarse es si la activación muscular mejora la eficacia de estos aparatos, no si es necesaria para su funcionamiento.

Cuando se protruye (o se retrae) la mandíbula, pueden producirse cambios en la ATM, tanto en el lado temporal como en el mandibular. En ocasiones, la elongación de la mandíbula tiene un efecto muy inferior al esperado sobre una maloclusión de clase II esquelética, debido a que la fosa articular se remodela posteriormente al tiempo que la mandíbula se alarga (v. fig. 4-9), y en ocasiones el desplazamiento anterior de la articulación contribuye notablemente a la corrección del problema de clase II. Sin embargo, no hay datos que sugieran que el adelantamiento de la zona de la ATM sea un factor importante en la respuesta clínica habitual a los aparatos funcionales.

Para mantener la mandíbula adelantada de forma pasiva, es necesaria una fuerza de varios cientos de gramos. Si la musculatura se relaja, la fuerza de reacción se distribuye por el maxilar y por los dientes superiores e inferiores en la medida en que el aparato haga contacto con ellos. La restricción del crecimiento anterior del maxilar que se produce durante el tratamiento con aparatos funcionales es otra muestra de que no deben aplicarse fuerzas demasiado intensas que afecten al maxilar. Por otra parte, los casquetes suelen producir más efecto sobre el maxilar que los aparatos funcionales. Ello implica que las fuerzas reactivas que se derivan del avance mandibular están por debajo del nivel óptimo para alterar el crecimiento del maxilar. Cuando un aparato funcional está en contacto con los dientes (como sucede con la mayoría de ellos), se genera un sistema de fuerzas idéntico al de los elásticos de clase II, que desplaza los dientes superiores hacia atrás y los inferiores hacia delante. Para potenciar los efectos esqueléticos y limitar los dentales, conviene mantener las fuerzas reactivas alejadas de los dientes en la medida de lo posible.

Desde esta perspectiva, el hecho de que el paciente utilice activamente su musculatura para adelantar la mandíbula o la haga descansar pasivamente en el aparato puede influir o no en el crecimiento mandibular, pero sí lo hace en el movimiento dental y puede determinar los efectos sobre el maxilar. La diferencia entre protrusión activa y pasiva se aprecia muy claramente cuando se emplea el aparato de Herbst (v. fig. 10-7), un aparato funcional fijo. Con este aparato, el cóndilo está desplazado anteriormente en todo momento, pero la intensidad de la fuerza que actúa sobre los dientes está controlada en gran medida por el propio paciente; este puede utilizar sus músculos para mantener la mandíbula adelantada, actuando el aparato de Herbst solo como estímulo para que lo haga, o bien el aparato puede mantener la mandíbula adelantada pasivamente, sin ninguna contribución muscular. Si los músculos mantienen la mandíbula adelantada, los dientes apenas sufren alguna fuerza reactiva y se desplazan muy poco; si la recolocación mandibular es totalmente pasiva, la fuerza que actúa sobre los dientes puede desplazarlos suficientemente.

En los trazados cefalométricos de los pacientes tratados con aparato funcional, pueden observarse todos los resultados posibles. El aparato de Herbst es, en potencia, el más eficaz de los aparatos funcionales para alterar el crecimiento mandibular, debido probablemente a que actúa en todo momento. Pero también son bastante impredecibles los cambios esqueléticos y dentales que puede producir (fig. 8-34). La cooperación en términos de adelantamiento activo o pasivo de la mandíbula

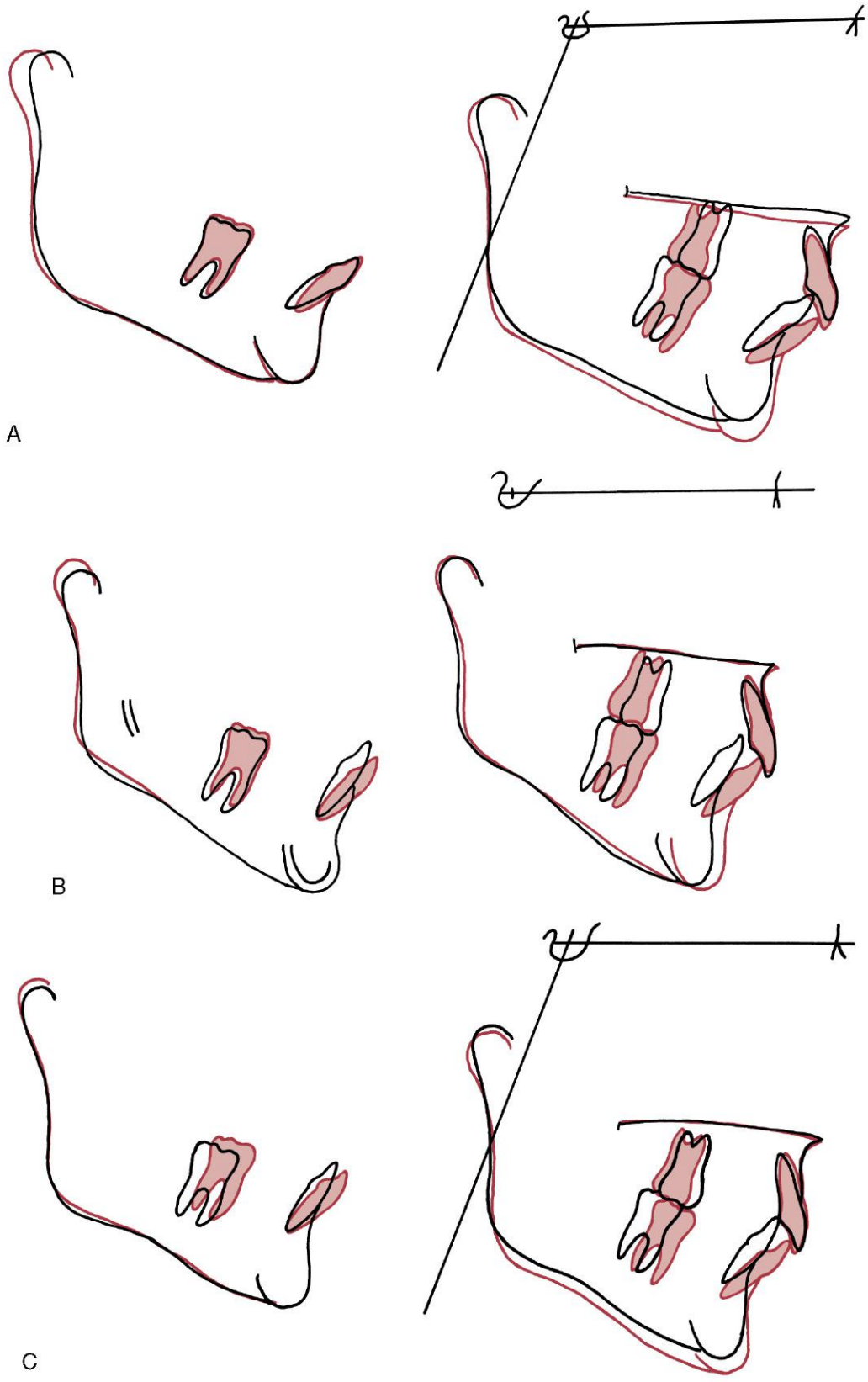


FIGURA 8-34 El tratamiento con aparatos funcionales puede dar lugar a cualquier combinación de crecimiento mandibular diferenciado del crecimiento del maxilar y de la base del cráneo (efecto esquelético) y a un desplazamiento de los dientes inferiores y superiores (efecto dental). En estos trazados de la respuesta al tratamiento con un aparato de Herbst, puede observarse la respuesta casi totalmente esquelética de **(A),** la combinación de cambios esqueléticos y dentales de **(B),** y la respuesta casi totalmente dental de **(C).** Aunque los cambios de **(B)** son característicos, conviene tener presente que también se pueden producir respuestas como **(A)** y **(C).** (Reproducido a partir de Pancherz H. Am J Orthod 82:104-113, 1982.)

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

probablemente explica gran parte de la variabilidad en los resultados. El aparato de Frankel (v. fig. 10-8), que se apoya fundamentalmente en los tejidos blandos y no en los dientes, debería ser (y es probable que lo sea) el aparato funcional que menos desplaza los dientes, pero incluso con él puede observarse un efecto de elásticos de clase II.

En el capítulo 13 se revisan con detalle los diferentes tipos de aparatos funcionales y su uso clínico, así como otros aparatos que modifican el crecimiento.

Bibliografía

1. Bumann A, Carvalho RS, Schwarzer CL, et al. Collagen synthesis from human PDL cells following orthodontic tooth movement. Eur J Orthod 19:29-37, 1997.
2. Basdra EK, Komposch G. Osteoblast-like properties of human periodontal ligament cells: An in vitro analysis. Eur J Orthod 19:615-621, 1997.
3. Yokoya K, Sasaki T, Shibasaki Y. Distributional changes of osteoclasts and pre-osteoclastic cells in periodontal tissues during experimental tooth movement. J Dent Res 76:580-587, 1997.
4. Thilander B. Tissue reactions in orthodontics. In: Graber LW, Vanarsdall R, Vig KWL, eds. Orthodontics: Current Principles and Techniques, 5th ed. St. Louis: Elsevier; 2011.
5. Pilla AA. Low-intensity electromagnetic and mechanical modulation of bone growth and repair: are they equivalent? J Orthop Sci 7:420-428, 2002.
6. Shapiro E. Orthodontic movement using pulsating force-induced piezoelectricity. Am J Orthod 73:59-66, 1979.
7. Darendeliler MA, Zea A, Shen G, et al. Effects of pulsed electromagnetic field vibration on tooth movement induced by magnetic and mechanical forces: a preliminary study. Australian Dent J 52:282-287, 2007.
8. Krishnan V, Davidovitch Z. On a path to unfolding the biologic mechanisms of orthodontic tooth movement. J Dent Res 88:597-608, 2009.
9. Khouw FE, Goldhaber P. Changes in vasculature of the periodontium associated with tooth movement in the rhesus monkey and dog. Arch Oral Biol 15:1125-1132, 1970.
10. Kang YG, Nam JH, Kim KH, et al. FAK pathway regulates PGE_2 production in compressed periodontal ligament cells. J Dent Res 89:1444-1449, 2010.
11. Yamaguchi M. RANK/RANKL/OPG during orthodontic tooth movement. Orthod Craniofac Res 12:113-119, 2009.
12. Nifforoushan D, Manolson MF. Expression of nitric oxide synthases in orthodontic tooth movement. Angle Orthod 79:502-508, 2009.
13. Roberts WE. Bone physiology, metabolism, and biomechanics in orthodontic practice. In: Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KWL, eds. Orthodontics: Current Principles and Techniques, 5th ed. St Louis: Elsevier; 2011.
14. McGorray SP, Dolce C, Kramer S, et al. A randomized, placebocontrolled clinical trial on the effects of recombinant human relaxin on tooth movement and retention. Am J Orthod Dentofac Orthop, in press.
15. Zhou D, Hughes B, King GJ. Histomorphometric and biochemical study of osteoclasts at orthodontic compression sites in the rat during indomethacin inhibition. Arch Oral Biol 42:717-726, 1997.
16. Bartzela T, Turp JC, Motschall E, et al. Medication effects on the rate of orthodontic tooth movement: a systematic literature review. Am J Orthod Dentofac Orthop 135:16-26, 2009.
17. Zahrowski JJ. Optimizing orthodontic treatment in patients taking bisphosphonates for osteoporosis. A m J Orthod Dentofac Orthop 135:361-374, 2009.
18. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. Angle Orthod 64:175-188, 1994.
19. Köle H. Surgical operations of the alveolar ridge to correct occlusal abnormalities. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 12:515-529, 1959.
20. Gunderson RM, Porter JM, Zell A, et al. Combined surgical and orthodontic management of anterior open bite using corticotomy. J Oral Surg 34:216-219, 1978.
21. Chang HY, Chang YL, Chen HL. Treatment of a severely ankylosed central incisor and a missing lateral incisor by distraction osteogenesis and orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofac Orthop 138:829-838, 2010.
22. Lv T, Kang N, Wang C, et al. Biologic response of rapid tooth movement with periodontal ligament distraction. Am J Orthod Dentofac Orthop 136:401-411, 2009.
23. Roberts WE, Epker BN, Burr DB, et al. Remodeling of mineralized tissues, part II: control and physiology. Sem Orthod 12:238-253, 2006.
24. Mostafa YA, Fayed MMS, Mehanni S, et al. Comparison of corticotomyfacilitated vs standard tooth-movement techniques in dogs with miniscrews as anchor units. Am J Orthod Dentofac Orthop 136:570-577, 2009.
25. Liu SS, Lee W, Lei D, et al. Tissue responses in corticotomy- and osteotomy-assisted tooth movements in rats: histology and immunostaining. Am J Orthod Dentofac Orthop 136:770e1-e11; 2009, eds summary and author interview, 136:770-771.
26. Kim S, Yoon A, Jeong D, et al. Clinical application of accelerated osteogenic orthodontics and partially osseointegrated mini-implants for minor tooth movement. Am J Orthod Dentofac Orthop 136:431-439, 2009.
27. Wilcko MT, Wilcko WM, Pulver JJ, et al. Accelerated osteogenic orthodontics technique: a 1-stage surgically facilitated rapid orthodontic technique with alveolar augmentation. J Oral Maxillofacial Surg 67:2149-2159, 2009.
28. Dibart S, Sebaoun JD, Surmenian J. Piezocision: a minimally invasive, periodontally accelerated orthodontic tooth movement procedure. Compend Contin Educ Dent 30:342-344, 2009, 346, 348-350.
29. Quinn RS, Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. Am J Orthod 88:252-260, 1985.
30. Murdock S, Phillips C, Khondker Z, et al. Treatment of pain after initial arch wire placement: a noninferiority randomized clinical trial comparing over-the-counter analgesics and bite-wafer use. Am J Orthod Dentofac Orthop 137:316-323, 2010.
31. Kusy RP. Clinical response to allergies in patients. Am J Orthod Dentofac Orthop 125:544-547, 2004.
32. Llamas-Carreras JM, Amarilla A, Solano E, et al. Study of external root resorption during orthodontic treatment in root filled teeth compared with their contralateral teeth with vital pulps. Int Endod J 43:654-662, 2010.
33. Chaushu S, Shapira J, Heling I, et al. Emergency orthodontic treatment after the traumatic intrusive luxation of maxillary incisors. Am J Orthod Dentofac Orthop 126:162-172, 2004.
34. Brudvik P, Rygh P. Transition and determinants of orthodontic root resorption-repair sequence. Eur J Orthod 17:177-188, 1995.
35. Hartsfield JK Jr. Pathways in external apical root resorption associated with orthodontia. Orthod Craniofac Res 12:236-242, 2009.
36. Artun J, Van t'Hullenaar R, Doppel D, et al. Identification of orthodontic patients at risk of severe apical root resorption. Am J Orthod Dentofac Orthop 135:448-455, 2009.
37. Kaley JD, Phillips C. Factors related to root resorption in edgewise practice. Angle Orthod 61:125-131, 1991.
38. Kennedy DB, Joondeph DR, Osterburg SK, et al. The effect of extraction and orthodontic treatment on dentoalveolar support. Am J Orthod 84:183-190, 1983.
39. Kokich VO, Kinzer GA. Managing congenitally missing lateral incisors, Part III: implant replacement. J Esthetic Restorative Dent 17:202-210, 2005.
40. Melsen B, Agerbaek N, Markenstam G. Intrusion of incisors in adult patients with marginal bone loss. Am J Orthod Dentofac Orthop 96:232-241, 1989.

41. Beier F. Cell-cycle control and the cartilage growth plate. J Cell Physiol 202:1-8, 2005.
42. Melsen B. Palatal growth studied on human autopsy material. Am J Orthod 68:42-54, 1975.
43. DeClerck H, Cevidanes L, Baccetti T. Dentofacial effects of bone-anchored maxillary protraction: a controlled study of consecutively-treated Class III patients. Am J Orthod Dentofac Orthop 138:577-581, 2010.
44. Janzen EK, Bluher JA. The cephalometric, anatomic and histologic changes in *Macaca mulatta* after application of a continuousacting retraction force on the mandible. Am J Orthod 51:832-855, 1965.

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

CAPÍTULO

9

PRINCIPIOS MECÁNICOS EN EL CONTROL DE LAS FUERZAS ORTODÓNCICAS

ESQUEMA DEL CAPÍTULO

MATERIALES ELÁSTICOS Y PRODUCCIÓN DE FUERZAS ORTODÓNCICAS
- Propiedades básicas de los materiales elásticos
- Materiales para arcos de alambre ortodóncicos
- Efectos sobre las propiedades elásticas de las vigas
- Otros dispositivos de fuerzas elásticas

FACTORES EN EL DISEÑO DE APARATOS ORTODÓNCICOS
- Contacto en dos puntos para el control de la posición radicular
- Brackets estrechos y anchos en sistemas de aparatos fijos
- Efecto del tamaño de la ranura del bracket en los sistemas de arco de canto

ASPECTOS MECÁNICOS DEL CONTROL DEL ANCLAJE
- Fricción y fijación en la resistencia al deslizamiento
- Métodos para controlar el anclaje

SISTEMAS DE FUERZAS DETERMINADOS E INDETERMINADOS
- Sistemas de un par
- Sistemas de dos pares

Para conseguir un movimiento dental ortodóncico satisfactorio se requiere una fuerza continua de poca intensidad. Al diseñar y utilizar un aparato ortodóncico, hay que tratar de generar un sistema de fuerzas con estas características, es decir, que no sean muy intensas ni varíen demasiado a lo largo del tiempo. Es especialmente importante que las fuerzas leves no decaigan con rapidez, ya sea porque el propio material pierda su elasticidad o porque un pequeño desplazamiento del diente provoque un cambio importante en las fuerzas que actúan sobre el mismo. Al diseñar un sistema de aparatología ortodóncica para la mecanoterapia hay que tener en cuenta el comportamiento de los materiales elásticos y también los factores mecánicos de la respuesta dental.

MATERIALES ELÁSTICOS Y PRODUCCIÓN DE FUERZAS ORTODÓNCICAS

Propiedades básicas de los materiales elásticos

El comportamiento elástico de un material se define en función de su respuesta de tensión-deformación ante una carga externa. Tanto la tensión como la deformación se refieren al estado interior del material estudiado; la tensión es la distribución interna de la carga, definida en términos de fuerza por unidad de superficie, mientras que la deformación es la distorsión interna producida por dicha carga, definida en términos de desviación por unidad de longitud.

Para analizar estos conceptos, podemos considerar que los alambres y resortes ortodóncicos son como vigas, que se apoyan solo por un extremo (p. ej., un resorte que se proyecta desde un aparato de quita y pon) o por ambos extremos (es decir, el segmento de un arco dental situado entre anclajes sobre dientes adyacentes) (fig. 9-1). Si se aplica una fuerza sobre una viga, su respuesta se puede medir en función de la desviación (flexión o torsión) producida por dicha fuerza (fig. 9-2). La fuerza y la desviación son parámetros externos. La tensión y la deformación internas se pueden medir a partir de la fuerza y la desviación, teniendo en cuenta la superficie y la longitud de la viga.

En el contexto de la ortodoncia hay tres propiedades fundamentales de los materiales de las vigas que son esenciales para establecer su utilidad clínica: la resistencia, la rigidez (o lo opuesto, la elasticidad) y el recorrido. Cada una de estas propiedades

© 2014. Elsevier España, S.L. Reservados todos los derechos

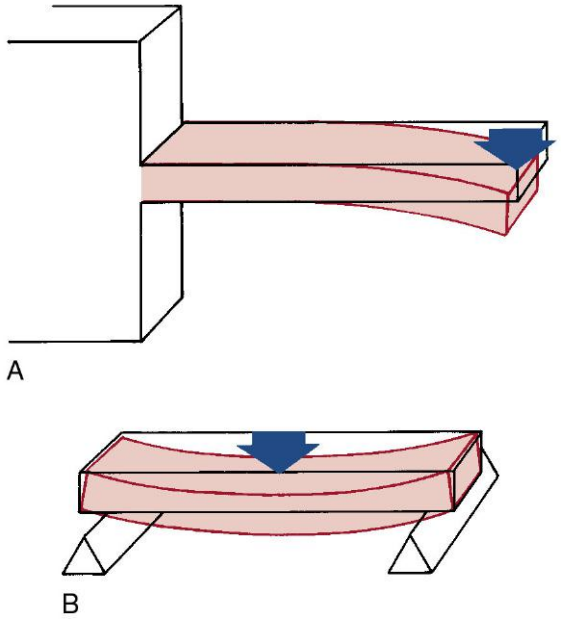


FIGURA 9-1 Vigas en voladizo **(A)** y con apoyos **(B).**

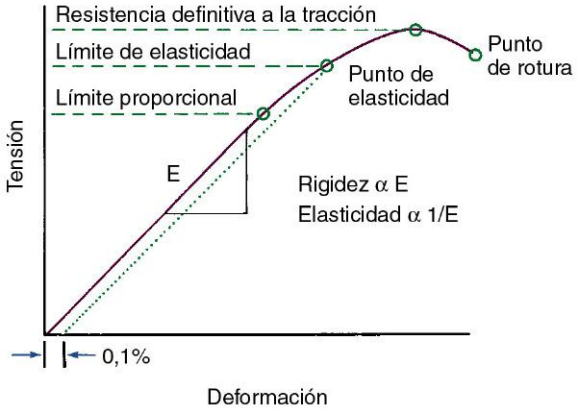


FIGURA 9-3 La tensión y la deformación son características internas que pueden calcularse a partir de las mediciones de la fuerza y la desviación, de tal modo que las curvas de fuerza-desviación y tensión-deformación tienen unas formas generales parecidas. En un diagrama de tensión-deformación pueden tomarse tres puntos diferentes como representativos de la fuerza, como se muestra en la figura. La pendiente *E* de la curva de tensión-deformación es el módulo de elasticidad, al que son proporcionales la rigidez y la elasticidad.

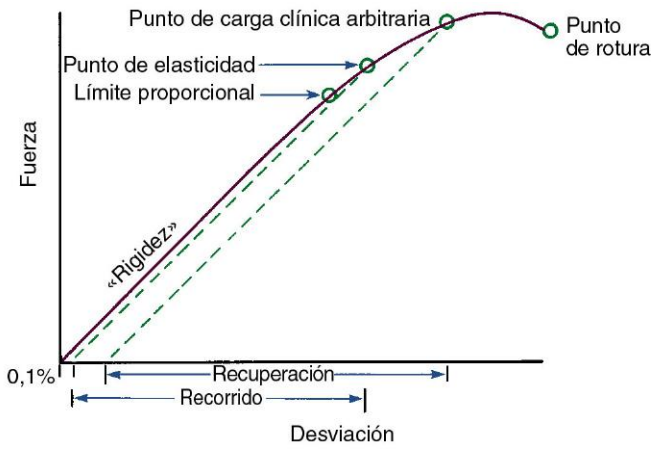


FIGURA 9-2 Una curva típica de fuerza-desviación para un material elástico, como el alambre de un arco ortodóncico. La rigidez del material viene dada por la pendiente de la porción lineal de la curva. El recorrido es la distancia del eje de las X hasta el punto en que se produce una deformación permanente (que suele tomarse como el punto de elasticidad en el que se ha producido un 0,1% de deformación permanente). Se produce una cierta recuperación de la utilidad clínica si se dobla el alambre más allá del punto de elasticidad (hasta el punto indicado aquí como «carga clínica arbitraria»), pero no llega a recuperar su forma original. El alambre se rompe al llegar al punto de rotura.

puede definirse de acuerdo con un diagrama de fuerza-desviación o de tensión-deformación (v. fig. 9-2; fig. 9-3).

En un diagrama de tensión-deformación se pueden tomar tres puntos diferentes como representativos de la resistencia de un material (v. fig. 9-3). Cada uno de esos puntos representa, de forma algo diferente, la carga máxima que puede resistir el material. Los dos primeros puntos intentan describir el límite elástico del material, o punto a partir del cual se empieza a observar una deformación permanente. El parámetro más conservador es el *límite proporcional,* el punto más alto en el que tensión y deformación mantienen todavía una relación lineal (conocida como *ley de Hooke*). Puede resultar bastante difícil determinar con exactitud este punto, por lo que se usa un indicador más práctico: el *límite de elasticidad,* o la intersección de la curva de tensión-distensión con una línea paralela con una diferencia de deformación del 0,1%. Generalmente, el verdadero *límite elástico* se sitúa entre estos dos puntos, pero ambos representan estimaciones válidas de la fuerza o desviación que puede soportar un alambre en la práctica clínica antes de sufrir una deformación permanente. La carga máxima que puede soportar el alambre (la *resistencia máxima a la tracción*) se alcanza tras haberse producido alguna deformación, y es superior al límite de elasticidad. Dado que esta resistencia máxima determina la fuerza máxima que puede suministrar el alambre si se emplea a modo de resorte, tiene gran importancia clínica, sobre todo porque el límite de elasticidad y la resistencia máxima difieren mucho más en las nuevas aleaciones de titanio que en los alambres de acero.

La resistencia se mide en unidades de tensión: la unidad SI (estándar internacional) es el pascal (Pa), aunque todavía se encuentran a menudo unidades inglesas como g/cm^2. En las publicaciones ortodóncicas aparecen frecuentemente los datos en mega-Pa (MPa), y esta es la unidad que utilizaremos en el resto de este libro. El factor de conversión es: 100 g/cm^2 = ~10 MPa (en realidad, 9,81 MPa, aunque esta diferencia tan pequeña no resulta significativa en la evaluación clínica de los materiales ortodóncicos).

La rigidez y la elasticidad son propiedades recíprocas:

$$\text{Elasticidad} = 1/\text{rigidez}$$

Cada una es proporcional a la pendiente de la parte elástica de la curva de fuerza-desviación (v. fig. 9-2). Cuanto menor sea la pendiente, mayor elasticidad tendrá el alambre; cuanto más inclinada sea, mayor rigidez tendrá el alambre.

El recorrido se define como la distancia que se puede flexionar elásticamente el alambre antes de que se produzca una deformación permanente. Para los ortodoncistas, esta distancia se mide en milímetros (v. fig. 9-2). Si se supera este límite, este no recuperará su forma original, pero se obtendrá una recuperación de utilidad clínica

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

a no ser que se alcance el punto de rotura. Esta recuperación se mide sobre el eje horizontal, como puede verse en la figura 9-2. A menudo, los alambres ortodóncicos se deforman por encima de su límite elástico, razón por la que sus propiedades de recuperación elástica son importantes a la hora de determinar su rendimiento clínico.

Estas tres propiedades fundamentales mantienen una relación muy importante:

$$\text{Resistencia} = \text{Rigidez} \times \text{Recorrido}$$

Existen otras dos características de relativa importancia clínica que también se pueden ilustrar mediante un diagrama de tensión-deformación: la resiliencia y la moldeabilidad (fig. 9-4). La resiliencia es la superficie que existe bajo la curva de tensión-deformación hasta el límite proporcional. Representa la capacidad del alambre para almacenar energía y es una combinación de la resistencia y la elasticidad. La moldeabilidad es la cantidad de deformación permanente que puede soportar un alambre antes de quebrarse. Representa el grado de flexión permanente que tolera el alambre (p. ej., mientras se le da la forma de un resorte de utilidad clínica) antes de romperse.

Las propiedades de un alambre ideal para el uso ortodóncico pueden definirse fundamentalmente de acuerdo con estos criterios; debe tener: 1) gran resistencia; 2) poca rigidez (en la mayoría de las aplicaciones); 3) gran recorrido, y 4) gran moldeabilidad. Además, el material deberá poder soldarse o amalgamarse para poder unir al alambre ganchos o topes. También deberá tener un precio razonable. En la práctica actual, no existe ningún material de alambre que cumpla todos estos requisitos y los mejores resultados se consiguen utilizando determinados materiales para aplicaciones específicas.

En EE. UU., las dimensiones de los aparatos ortodóncicos (incluido el tamaño de los alambres) se especifican en milésimas de pulgada (mil). En este texto, las damos en mil para simplificar (es decir, 0,016 pulgadas = 16 mil). En Europa y en otras muchas partes del mundo, las dimensiones de los aparatos se dan en milímetros. En lo que respecta a los aparatos ortodóncicos, se puede obtener una equivalencia bastante aproximada de los tamaños en milímetros dividiendo las dimensiones en mil por 4 y moviendo la coma decimal un lugar hacia la izquierda (es decir, 16 mil = 0,4 mm; 40 mil = 1 mm).

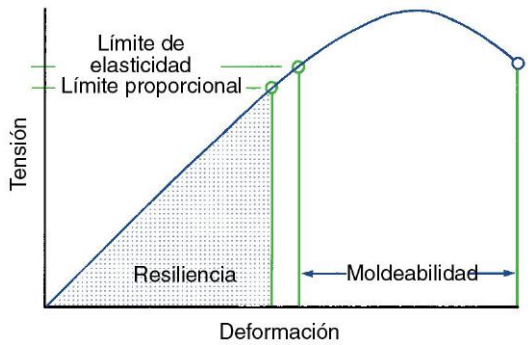


FIGURA 9-4 La resiliencia y la moldeabilidad se definen como una superficie bajo la curva de tensión-deformación y una distancia a lo largo del eje de las X, respectivamente, como puede verse en este ejemplo. Dado que la deformación plástica que hace que un material sea moldeable se puede considerar también como una forja en frío, podemos tomar igualmente la moldeabilidad como la superficie que hay bajo esa parte de la curva de tensión-deformación.

Materiales para arcos de alambre ortodóncicos

Aleaciones de metales preciosos

En la primera mitad del siglo xx, solían utilizarse aleaciones de metales preciosos para usos ortodóncicos, debido fundamentalmente a que no existía ningún otro material que soportase las condiciones intraorales. El propio oro era demasiado blando para la mayoría de las aplicaciones dentales, pero las aleaciones (que suelen llevar platino y paladio además de oro y cobre) podían tener utilidad ortodóncica. La aparición del acero inoxidable convirtió las aleaciones de metales preciosos en un material anticuado para el uso ortodóncico, antes de que el aumento de los precios los hiciese además prohibitivamente caros. Actualmente, la única ventaja apreciable del oro es la facilidad para fabricar aparatos colados, como las almohadillas adheridas y adaptadas a medida que se usan en los aparatos linguales fijos (v. capítulo 10).

Acero inoxidable y aleaciones de cromo-cobalto

El acero inoxidable y las aleaciones de cromo-cobalto (Elgiloy), con propiedades similares, han sustituido a los metales preciosos en ortodoncia debido a su mejor rigidez y elasticidad, con una resistencia equivalente a la corrosión. El acero inoxidable debe su resistencia frente a la oxidación a su contenido relativamente alto en cromo. Una combinación típica para uso ortodóncico lleva un 18% de cromo y un 8% de níquel (por lo que se le suele denominar acero inoxidable 18-8).

Las propiedades de estos alambres de acero pueden controlarse dentro de unos límites razonablemente amplios, modificando la forja en frío y el recocido durante el proceso de fabricación. El acero puede ablandarse mediante el recocido y endurecerse mediante la forja en frío. Las ligaduras empleadas para unir los arcos de alambre a los brackets que van sobre los dientes están hechas de ese alambre «totalmente blando». El material para alambres de acero se ofrece en una gama de estados parcialmente recocidos, en los que la resistencia máxima se va aumentando a expensas de la moldeabilidad. Los alambres de acero con resistencia máxima (clase «súper») son casi quebradizos y se rompen si se les flexiona bruscamente. El tipo «regular» puede doblarse a casi cualquier forma deseada sin que se rompa. Si no se requieren dobleces muy cerrados, pueden emplearse los alambres de tipo súper, pero es difícil que los resultados clínicos justifiquen su mayor precio o menor moldeabilidad.

Elgiloy, la aleación de cromo-cobalto, tiene la ventaja de que se puede conseguir en un estado más blando y moldeable, y se puede endurecer después mediante la aplicación de calor tras haberle dado la forma deseada. El calentamiento incrementa notablemente su resistencia. Tras este calentamiento, el Elgiloy más blando puede equipararse al acero inoxidable corriente, mientras que los tipos que son más duros inicialmente pueden equipararse a los aceros «súper». No obstante, este material casi había desaparecido a finales del siglo xx debido a su mayor coste en comparación con el acero inoxidable y a la necesidad adicional de tratarlo con calor para conseguir unas propiedades óptimas.

Aleaciones de níquel-titanio

Propiedades de las aleaciones de níquel-titanio. Los arcos de alambre fabricados con aleaciones de níquel-titanio resultan muy útiles durante la alineación ortodóncica inicial debido a su excepcional capacidad para ejercer fuerzas ligeras durante un intervalo

muy amplio de activaciones. La primera aleación de níquel-titanio fue resultado de los programas espaciales y recibió el nombre de *nitinol* (Ni, níquel; Ti, titanio; NOL, Naval Ordnance Laboratory). En este libro utilizaremos a partir de ahora la denominación *NiTi* para referirnos a la familia de materiales de alambre de níquel-titanio (en algunas otras publicaciones se usa igualmente el término *nitinol,* sin mayúscula). Las referencias a materiales específicos se hacen citando la marca comercial correspondiente (en mayúscula).

No podemos describir las propiedades de la aleación NiTi sin antes comprender que estas aleaciones pueden presentarse en más de una estructura cristalina. A temperaturas inferiores y a mayor tensión, la forma martensítica es más estable, mientras que a mayor temperatura y menor tensión, resulta más estable la forma austenítica. Aunque hay muchas aleaciones metálicas que se pueden presentar con diferentes estructuras cristalinas, las aleaciones NiTi tienen la peculiaridad de que la transición entre ambas estructuras es totalmente reversible y se produce a una temperatura considerablemente baja. Gracias a esta transición de fase, algunas aleaciones NiTi demuestran dos propiedades muy destacadas que no se observan en ningún otro material dental: la memoria de forma y la superelasticidad.

La memoria de forma se define como la capacidad de un material para «recordar» su forma original tras su deformación plástica mientras está en la forma martensítica. En una de sus aplicaciones características, se establece una forma determinada mientras se mantiene la aleación a una temperatura elevada, por encima de la temperatura de transición martensítica-austenítica. Cuando se enfría la aleación por debajo de la temperatura de transición, se puede deformar plásticamente, pero el material recupera su forma original al calentarlo a una temperatura adecuada para recuperar una estructura austenítica. Este cambio inducido por la temperatura en la estructura cristalina (denominado *termoelasticidad*) resultaba muy importante en las aplicaciones originales de nitinol dentro del programa espacial, pero era difícil de aprovechar en la práctica ortodóncica.

La superelasticidad hace referencia a la enorme deformación reversible que algunos alambres de NiTi pueden soportar debido a la transición de fase martensítica-austenítica. En el campo de la ingeniería suele recibir también el nombre de seudoelasticidad, debido a la curva de tensión-deformación no lineal, que no es característica de un comportamiento elástico (fig. 9-5). Los materiales superelásticos son aleaciones austeníticas que experimentan una transición martensítica en respuesta a una tensión: un análogo mecánico al efecto de memoria de forma inducido por la temperatura. Esto es posible gracias a que la temperatura de transición es muy parecida a la temperatura ambiente. La mayoría de los materiales para arcos de alambre puede deformarse de manera reversible únicamente mediante una distensión de sus enlaces interatómicos (que da lugar al segmento lineal de la curva de tensión-deformación), mientras que los materiales superelásticos pueden experimentar un cambio reversible en su estructura interna tras una determinada cantidad de deformación. Esta transformación martensítica inducida por la tensión se manifiesta en la parte casi plana de la curva de carga-desviación. Esto significa que un arco de alambre inicial puede ejercer casi la misma fuerza tanto si se desvía una distancia relativamente pequeña como si lo hace a una distancia considerable, lo que representa una característica exclusiva y muy deseable (fig. 9-6). Para variar, superelasticidad no es solo otro término utilizado en publicidad.

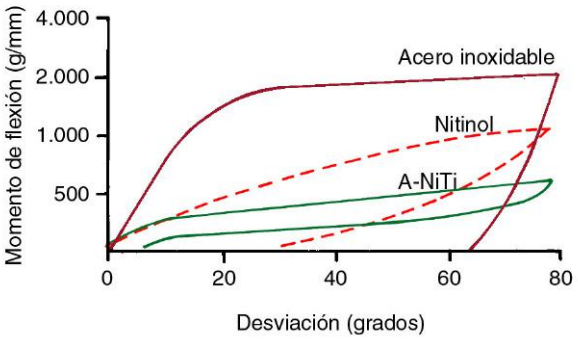


FIGURA 9-5 Momento de flexión frente a la desviación correspondiente a los alambres ortodóncicos de 16 mil (*línea roja,* acero inoxidable; *línea discontinua roja,* NiTi martensítico estabilizado [Nitinol]; *línea verde,* NiTi austenítico [A-NiTi]). Obsérvese que después de haber alcanzado un nivel de fuerza inicial, el A-NiTi tiene una curva de carga-desviación considerablemente más plana y una recuperación mayor que el M-NiTi, que a su vez tiene mucha mayor capacidad de recuperación que el acero. (Reproducido a partir de Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Am J Orthod 87:445-452, 1985.)

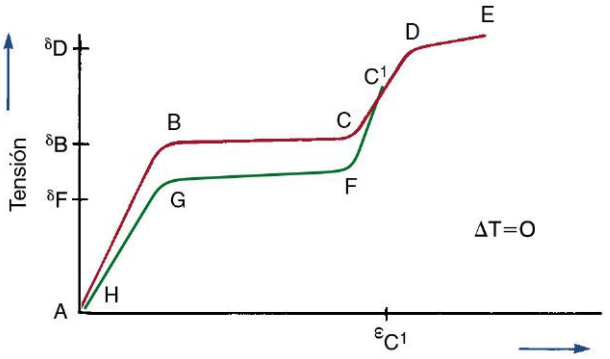


FIGURA 9-6 Una curva de tensión-deformación que muestra la superelasticidad debida a la transformación desde la fase austenítica a la martensítica inducida por la tensión, como sucede con el arco de alambre A-NiTi. La sección A-B representa la deformación puramente elástica de la fase austenítica (obsérvese en la fig. 9-5 que el A-NiTi es más rígido en esta fase que el M-NiTi). La tensión correspondiente al punto B es la tensión mínima a la que se empieza a producir la transformación a la fase martensítica. En el punto C se ha completado la transformación. La diferencia entre las pendientes de A-B y B-C indica la facilidad con que se produce la transformación. Una vez completada, la estructura martensítica se deforma elásticamente con la tensión mantenida, representada por la sección C-D (pero los alambres ortodóncicos casi nunca están sometidos a la tensión de esa región, y esta parte de la gráfica no se observa en las ilustraciones de la respuesta de los arcos de alambre ortodóncicos). En el punto D se alcanza la tensión elástica de la fase martensítica, y el material se deforma plásticamente hasta que se produce la rotura en E. Si se elimina la tensión antes de alcanzar el punto D (como en el punto C^1 del diagrama), se produce una descarga elástica de la estructura martensítica a lo largo de la línea C^1-F. El punto F indica la tensión máxima a la que puede existir la estructura martensítica inducida por la tensión tras la descarga, y en ese punto empieza la transformación inversa a austenítica, que continúa hasta el punto G, en el que se recupera totalmente la estructura austenítica. G-H representa la descarga elástica de la fase austenítica. Una pequeña parte de la deformación total no se recupera totalmente porque se producen cambios irreversibles durante la carga o la descarga.

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

Aunque la memoria de forma representa una reacción térmica y la superelasticidad es una reacción mecánica, existe un vínculo inherente entre ambas. Los materiales superelásticos deber demostrar un cambio de fase reversible a una temperatura de transición cercana, que debe ser inferior a la temperatura ambiente para que pueda existir la fase austenítica en la práctica clínica. Las aleaciones con memoria de forma solo demuestran un recorrido clínico excepcional si se produce también una transformación inducida por la tensión. En caso contrario, para poder mantener una fuerza limitada habría que aumentar lentamente la temperatura mientras los dientes se van alineando; algo que, obviamente, no se observa en las condiciones clínicas. Debido a la estrecha interacción entre estas propiedades, los alambres que experimentan transiciones martensíticas-austeníticas recibirán a partir de ahora el nombre de *A-NiTi.* Todos los demás alambres de NiTi se estabilizan en la forma martensítica y nos referiremos a ellos con el nombre de *M-NiTi.*

Alambres de NiTi en ortodoncia clínica. Los alambres originales de Nitinol comercializados con ese nombre por Unitek a finales de la década de los setenta eran alambres de M-NiTi, sin ninguna aplicación de los efectos de transición de fase. Para su uso ortodóncico, Nitinol es excepcionalmente elástico y bastante resistente, pero es muy poco moldeable (tabla 9-1). A finales de la década de los ochenta aparecieron nuevos alambres de níquel-titanio con una estructura granular austenítica (A-NiTi). Estos alambres son superelásticos y/o demuestran una memoria de forma variable. A pesar de ello, sin datos de laboratorio es peligroso asumir que los alambres descritos como superelásticos realmente lo son,[1] por lo que ha de tenerse cuidado a la hora de adquirirlos. En el momento de elegir un alambre determinado hemos de basarnos en su comportamiento en condiciones controladas, no en los testimonios de clínicos.

Parte de la naturaleza exclusiva de un material superelástico como el A-NiTi radica en que su curva de descarga difiere de su curva de carga (es decir, la reversibilidad va acompañada de una pérdida de energía [histéresis]) (fig. 9-7). Esto quiere decir que la fuerza que suministra no es igual a la fuerza que se aplica para activarlo. Las diferentes curvas de carga y descarga producen el efecto, aún más llamativo, de que la fuerza suministrada por un alambre de A-NiTi se puede modificar durante su uso clínico, aflojándolo simplemente y volviendo a fijarlo (fig. 9-8).

TABLA 9-1

Propiedades comparativas de algunos alambres ortodóncicos

	Módulo de elasticidad (10^6 psi)	Rigidez del material en relación con el acero	Ángulo de ajuste (grados)*
Oro (sometido a tratamiento calórico)	12	0,41	12
Acero inoxidable *Truchrome*—Rocky Mountain	29	1	ND
Acero inoxidable australiano *Australian*—TP labs	28	0,97	12
Cromo-cobalto *Elgiloy*—Rocky Mountain	28	0,97	16
Cromo-cobalto (sometido a tratamiento calórico) *Elgiloy*—Rocky Mountain	29	1	35
β-titanio *TMA*—Ormco	10,5	0,36	87
A-NiTi *Nitinol SE*—Unitek	12†	0,41	ND
M-NiTi *Nitinol*—Unitek	4,8	0,17	42
Hilo triple de 9 mil *Triple-flex*—Ormco	3,9‡	0,13	62
Coaxial de 6 hilos *Respond*—Ormco	1,25‡	0,04	49
Trenzado de 9 hilos rectangulares *Force 9*—Ormco	1,5‡	0,05	56
Trenzado de 8 hilos rectangulares *D-Rect*—Ormco	1,25‡	0,04	88
Trenzado de A-NiTi rectangular *Turbo*—Ormco	0,5‡	0,02	88

ND, no disponible.
*Grados de flexión alrededor de un radio de 0,6 cm antes de su deformación permanente.
†De la parte elástica inicial de la curva de fuerza-desviación.
‡Módulo aparente, calculado.

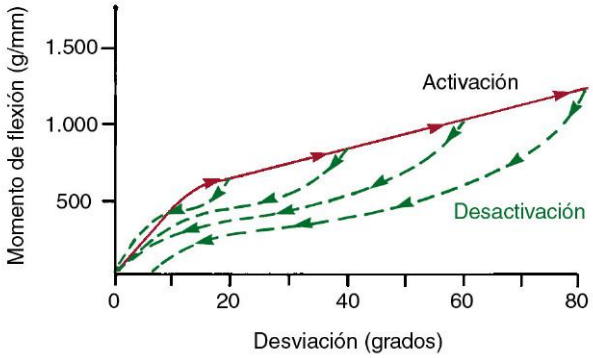


FIGURA 9-7 Curvas de activación *(línea continua)* y desactivación *(línea discontinua)* para el alambre de A-NiTi. Puede observarse que las curvas de descarga cambian con activaciones diferentes (es decir, la rigidez de descarga se ve afectada por el grado de activación). En contraste, la rigidez de descarga para los alambres de acero, β-Ti y M-NiTi es la misma para todas las activaciones. (Reproducido a partir de Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Am J Orthod 87:445-452, 1985.)

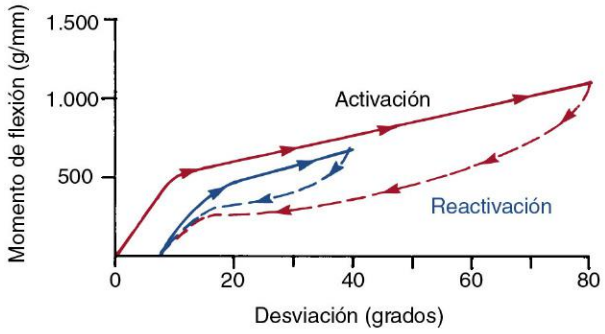


FIGURA 9-8 Líneas rojas: activación a 80° *(línea continua)* y desactivación *(línea discontinua)* de un alambre superelástico de NiTi; líneas azules: reactivación del alambre a 40°. En cada uno de los casos, la curva de desactivación (descarga) indica la fuerza que se aplicaría sobre un diente. Obsérvese que la cantidad de fuerza generada por un segmento de alambre de A-NiTi activado previamente a 80° (indicada por la curva de desactivación superior) podría aumentar considerablemente si se desligase de un bracket y después se volviese a ligar; esta es también una propiedad exclusiva de esta aleación. (Reproducido a partir de Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Am J Orthod 87:445-452, 1985.)

Para el ortodoncista, la flexión del alambre en el sentido clásico es casi imposible con los alambres de A-NiTi, ya que no se someten a la deformación plástica hasta que no están muy deformados (v. fig. 9-5). No obstante, se puede dar forma a los alambres y alterar sus propiedades elevando su temperatura. Esto se puede hacer en la propia consulta, doblando el alambre mientras se hace pasar por él una corriente eléctrica, empleando como electrodos alicates ortodóncicos modificados. Miura et al. fueron los primeros en comprobar que es posible recolocar los dientes sobre un modelo dental hasta conseguir la oclusión postratamiento deseada, fijar los brackets al soporte, introducir a la fuerza un alambre de

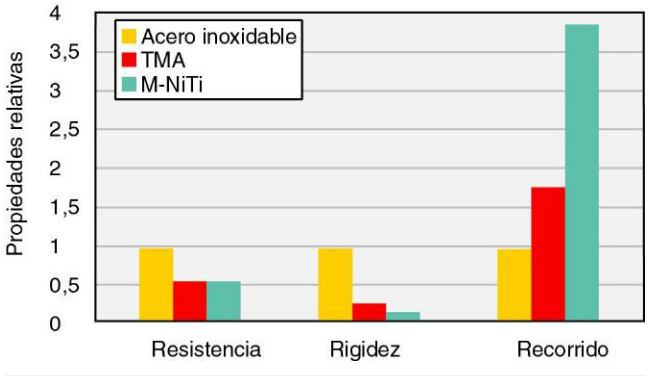


FIGURA 9-9 Resistencia, rigidez y recorrido relativos de los alambres de acero inoxidable, TMA y M-NiTi (que serían los mismos para cualquier tamaño de alambre). Tanto el TMA como el M-NiTi tienen la mitad de la resistencia del acero; el M-NiTi es algo menos rígido, pero tiene más recorrido que el TMA.

A-NiTi en los brackets y calentar posteriormente el alambre de manera que «memorice» su forma con los dientes en la posición deseada.[2] El alambre incorpora así todo lo que serían los «dobleces finales» que suelen ser necesarios en las últimas fases del tratamiento. Al menos en teoría, esto nos permitiría efectuar determinados tipos de tratamiento con un solo alambre, que llevaría progresivamente los dientes hacia la posición predeterminada. Este concepto es exactamente el mismo que preconizaba originalmente Edward Angle para la expansión de los arcos dentales, lo que implica que presentaría las mismas limitaciones. Sin embargo, actualmente este método se usa sobre todo en la fabricación asistida por ordenador de los arcos de alambre iniciales para aparatos ortodóncicos linguales (v. sección posterior en este capítulo), y no se intenta hacer todo con un mismo arco de alambre.

Las propiedades del A-NiTi le han convertido rápidamente en el material de elección para las aplicaciones ortodóncicas en las que se precisa un intervalo prolongado de activación con una fuerza relativamente constante (es decir, para arcos de alambre iniciales y muelles). El M-NiTi sigue siendo útil fundamentalmente en fases posteriores del tratamiento, cuando se necesitan alambres flexibles, pero de mayor tamaño y algo más rígidos. En este momento, los alambres pequeños y redondos de níquel-titanio deberían ser de A-NiTi para aprovechar su mayor recorrido. No obstante, los alambres rectangulares de A-NiTi no poseen suficiente rigidez torsional para poder actuar como arcos de torsión eficaces, de manera que los arcos rectangulares de mayor tamaño usados para colocar los dientes con mayor exactitud funcionan mejor si son de M-NiTi (o de uno de los materiales que describimos a continuación).

β-titanio

A principios de la década de los ochenta, después de la aparición del Nitinol, pero antes de la del A-NiTi, se introdujo en ortodoncia una aleación de titanio bastante diferente: el β-titanio (β-Ti). Este material de β-Ti (TMA, Ormco/Sybron [el nombre es un acrónimo de aleación de titanio-molibdeno]) fue desarrollado fundamentalmente para usos ortodóncicos. Presenta una combinación muy deseable de resistencia y elasticidad (es decir, una resiliencia excelente), además de una moldeabilidad

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

razonablemente buena. Todo ello lo convierte en una excelente opción para resortes auxiliares y para arcos de alambre intermedios y finales, sobre todo para los alambres rectangulares que se utilizan en las fases finales del tratamiento con arco de canto.

En la figura 9-9 se comparan la resistencia, la rigidez y el recorrido de los alambres de acero inoxidable, aleación β-Ti y M-NiTi (v. también otros datos comparativos en la tabla 9-1). Se puede ver que, en muchos aspectos, la aleación β-Ti tiene unas propiedades intermedias entre las del acero inoxidable y las de M-NiTi.

Plásticos compuestos

A comienzos del siglo xxi estamos asistiendo a un nuevo avance en los materiales elásticos ortodóncicos. Los nuevos materiales ortodóncicos de estos últimos años son una adaptación de los utilizados en la tecnología aeroespacial. Las naves de alto rendimiento de las décadas de los ochenta y noventa estaban fabricadas con titanio, pero sus sustitutos están siendo fabricados (con algunos problemas) con plásticos compuestos (p. ej., el muy desfasado Boeing 787). La tecnología ortodóncica suele ir retrasada 15 o 20 años por detrás de la tecnología aeroespacial, y los «alambres» ortodóncicos de materiales compuestos han demostrado en el laboratorio unas propiedades muy deseables,[3] aunque todavía no se han empezado a utilizar en la práctica clínica. Transcurrieron más de 10 años antes de que los primeros alambres de NiTi pasaran de ser una curiosidad clínica a convertirse en algo habitual, y puede que tenga que pasar un período de tiempo parecido para que los plásticos compuestos empiecen a utilizarse de forma rutinaria en ortodoncia clínica.

Comparación de los arcos de alambre actuales

Como hemos señalado anteriormente, los arcos de alambre de acero inoxidable, de β-Ti y de NiTi tienen un lugar privilegiado en la práctica ortodóncica actual. Comparando sus propiedades, podemos comprender por qué se prefieren unos tipos determinados de alambre para aplicaciones clínicas específicas (v. capítulos 14 a 18). Con los materiales que cumplen la ley de Hooke (que define el comportamiento elástico de los materiales y que se ilustra en las figs. 9-2, 9-3 y 9-4), es decir todos los alambres ortodóncicos excepto los de A-NiTi, es posible utilizar un método práctico para comparar dos arcos de diferentes materiales, tamaños y dimensiones, que se basa en el empleo de los cocientes de sus principales propiedades (resistencia, rigidez y recorrido):

$$\text{Resistencia A} / \text{Resistencia B} = \text{Cociente de resistencia}$$
$$\text{Rigidez A} / \text{Rigidez B} = \text{Cociente de rigidez}$$
$$\text{Recorrido A} / \text{Recorrido B} = \text{Cociente de recorrido}$$

El difunto Robert Kusy[4] calculó estos cocientes para muchos alambres diferentes, y los datos que presentamos aquí proceden de sus trabajos. Al comparar las propiedades de estos alambres, es importante tener presentes dos factores:

1. La flexión explica el comportamiento de los alambres redondos de forma razonablemente completa en las aplicaciones ortodóncicas, pero cuando se encajan alambres rectangulares en anclajes rectangulares sobre los dientes se detectan tensiones de flexión y de torsión. Las relaciones fundamentales para la torsión son análogas a las de la flexión, pero no son idénticas. No obstante, un uso adecuado de las ecuaciones para la torsión permite calcular los cocientes de torsión del mismo modo que los de flexión.
2. Los cocientes se aplican al segmento lineal de la curva de fuerza-desviación y, por tanto, no describen con exactitud el comportamiento de los alambres forzados más allá de su límite elástico, pero de los que todavía se puede aprovechar su recuperación. Esta es una limitación cada vez más significativa cuando pasamos del acero o el cromo-cobalto al β-Ti y al M-NiTi. La respuesta no lineal del A-NiTi hace casi imposible calcular los cocientes. No obstante, los cocientes nos dan una idea básica de las propiedades de los alambres tradicionales de acero en comparación con las nuevas aleaciones de titanio, y pueden sernos muy útiles para apreciar los efectos de las modificaciones en el tamaño y la geometría de los alambres en una secuencia de arco de alambre típica.

El método más eficaz para comparar los diferentes materiales y tamaños de los alambres (dentro de las limitaciones descritas anteriormente) consiste en el empleo de nomogramas, unas tablas de referencia que incluyen una serie de relaciones matemáticas en forma de escalas debidamente ajustadas. Para elaborar un nomograma, se concede el valor de la unidad a un alambre de referencia, y a partir del mismo se pueden buscar otros muchos alambres utilizando el primero como referencia. En las figuras 9-10 y 9-11 reproducimos los nomogramas desarrollados por Kusy para la comparación generalizada de la flexión y la torsión del acero inoxidable, el M-NiTi y el β-Ti. Dado que los nomogramas de cada grupo están elaborados sobre la misma base, se puede comparar un alambre de cualquiera de los tres nomogramas con cualquier otro alambre.

Los nomogramas son muy útiles a la hora de valorar de un simple vistazo una serie completa de relaciones que requerirían varias páginas de tablas. Por ejemplo, si se utiliza la figura 9-11 para comparar el alambre M-NiTi de 21 × 25 con el de β-Ti de 21 × 25 en condiciones de torsión (la comparación más adecuada si hubiera que emplear esos alambres para producir un movimiento de torsión de la raíz de un diente): el alambre β-Ti de 21 × 25 tiene un valor de rigidez de torsión de 6, mientras que M-NiTi de 21 × 25 tiene un valor de 3; de manera que el alambre β-Ti suministraría el doble de fuerza con una desviación determinada; el alambre β-Ti de 21 × 25 tiene un valor de resistencia de 4, mientras que el alambre M-NiTi de esas dimensiones tiene un valor de 6, lo que significa que el alambre M-NiTi es menos propenso a sufrir una deformación permanente si se enrolla alrededor de un bracket; el valor del intervalo para el alambre β-Ti de 21 × 25 es de 0,7, mientras que el alambre de M-NiTi del mismo tamaño tiene un valor de intervalo de 1,9, lo que significa que el alambre de NiTi podría retorcerse hasta tres veces más. Los nomogramas contienen la información que permite una comparación parecida de cualquiera de los tamaños de alambres enumerados con cualquier otro alambre incluido en la tabla, ya sea en condiciones de flexión (v. fig. 9-10) o de torsión (v. fig. 9-11).

Efectos sobre las propiedades elásticas de las vigas

Cada una de las propiedades elásticas fundamentales (resistencia, elasticidad y recorrido) se ve afectada significativamente por la geometría de una viga. Tanto la sección (ya sea circular, rectangular o cuadrada) como la longitud de una viga tienen gran importancia a la hora de determinar sus propiedades.

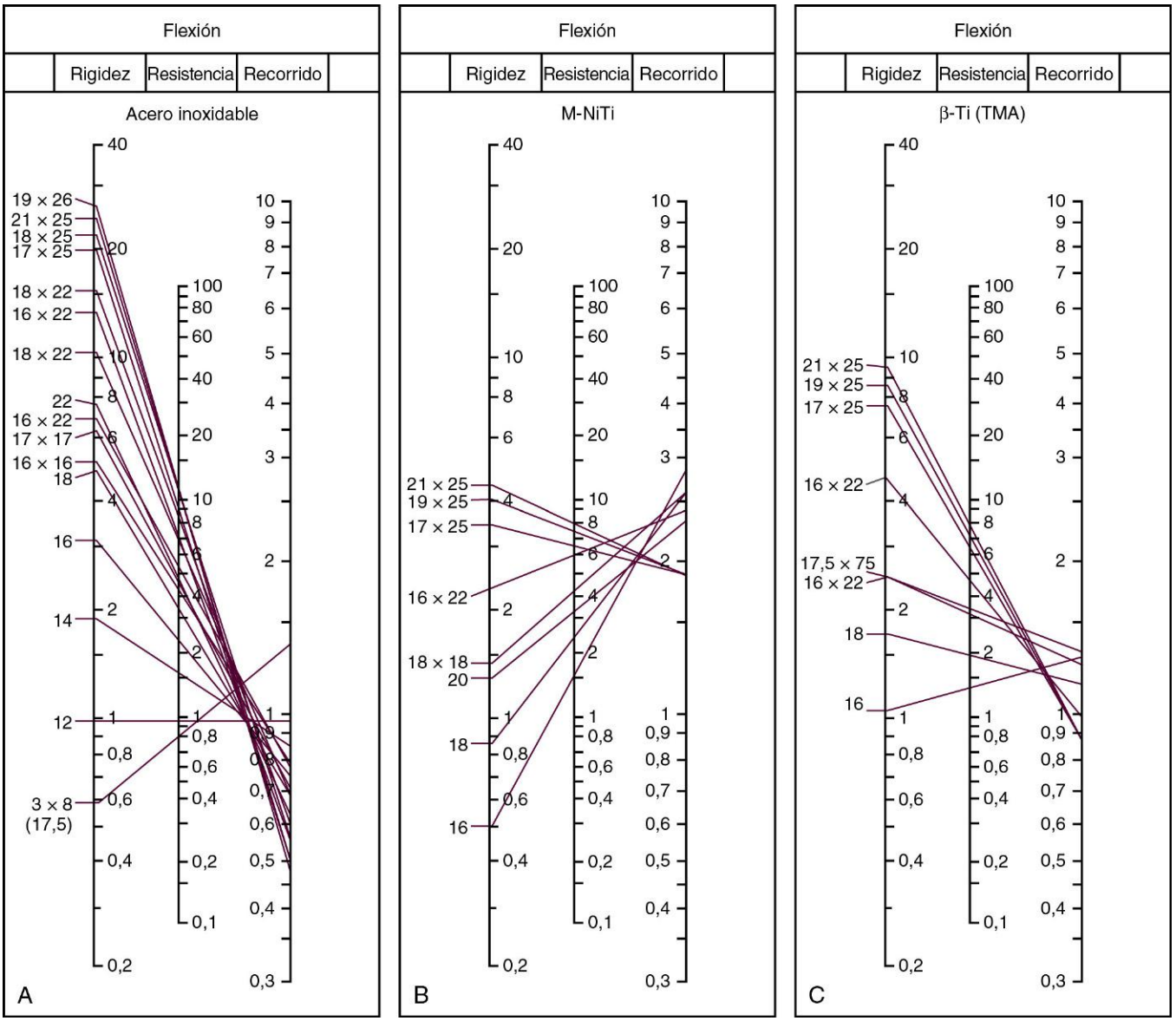


FIGURA 9-10 Nomogramas de flexión para alambres de acero inoxidable **(A),** M-NiTi (Nitinol) **(B)** y β-titanio (TMA) **(C).** El alambre de referencia para los tres nomogramas (con un valor asignado de 1) es acero de 12 mil, por lo que los valores de los tres nomogramas son comparables. (Reproducido a partir de Kusy RP. Am J Orthod 83:374-381, 1983.)

Geometría: tamaño y forma

Los cambios relacionados con la forma y el tamaño son independientes del tipo de material. En otras palabras, si se reduce a la mitad el diámetro de una viga de acero, su resistencia disminuirá en un porcentaje determinado con respecto a la que tenía antes (la reducción exacta dependerá de los apoyos de la viga, como explicaremos más adelante). Si reducimos el diámetro de una viga de TMA apoyada de una manera similar a la mitad, su resistencia disminuirá exactamente el mismo porcentaje que la viga de acero. Pero hay que tener en cuenta que la respuesta de una viga (se encuentre debajo de un puente o entre dos dientes en un aparato ortodóncico) estará determinada por la combinación de las propiedades del material y de los factores geométricos.

Vigas en voladizo. Empecemos considerando el caso de una viga en voladizo, apoyada solo por uno de sus extremos. En la práctica ortodóncica, este es el tipo de resorte que se suele emplear en los aparatos de quita y pon, en los que se proyecta un alambre del cuerpo de plástico del aparato de quita y pon a modo de muelle auxiliar. Cuando se usa un alambre redondo como muelle auxiliar, al duplicar el diámetro del mismo su resistencia aumenta ocho veces (es decir, el alambre de mayor diámetro puede resistir una fuerza ocho veces mayor antes de deformarse permanentemente o bien suministrar una fuerza ocho veces mayor). Sin embargo, al duplicar el diámetro reducimos 16 veces su elasticidad y 2 veces su recorrido.

En un sentido más general, la resistencia de una viga en voladizo de sección circular cambia como el cubo del cociente entre la viga de mayor tamaño y la de menor tamaño; la elasticidad cambia como la cuarta potencia del cociente entre la viga menor y la mayor, y el recorrido cambia en relación directa con el cociente entre la menor y la mayor (fig. 9-12).

Vigas apoyadas. La situación es algo más compleja cuando se trata de una viga apoyada en sus dos extremos, como en el caso

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

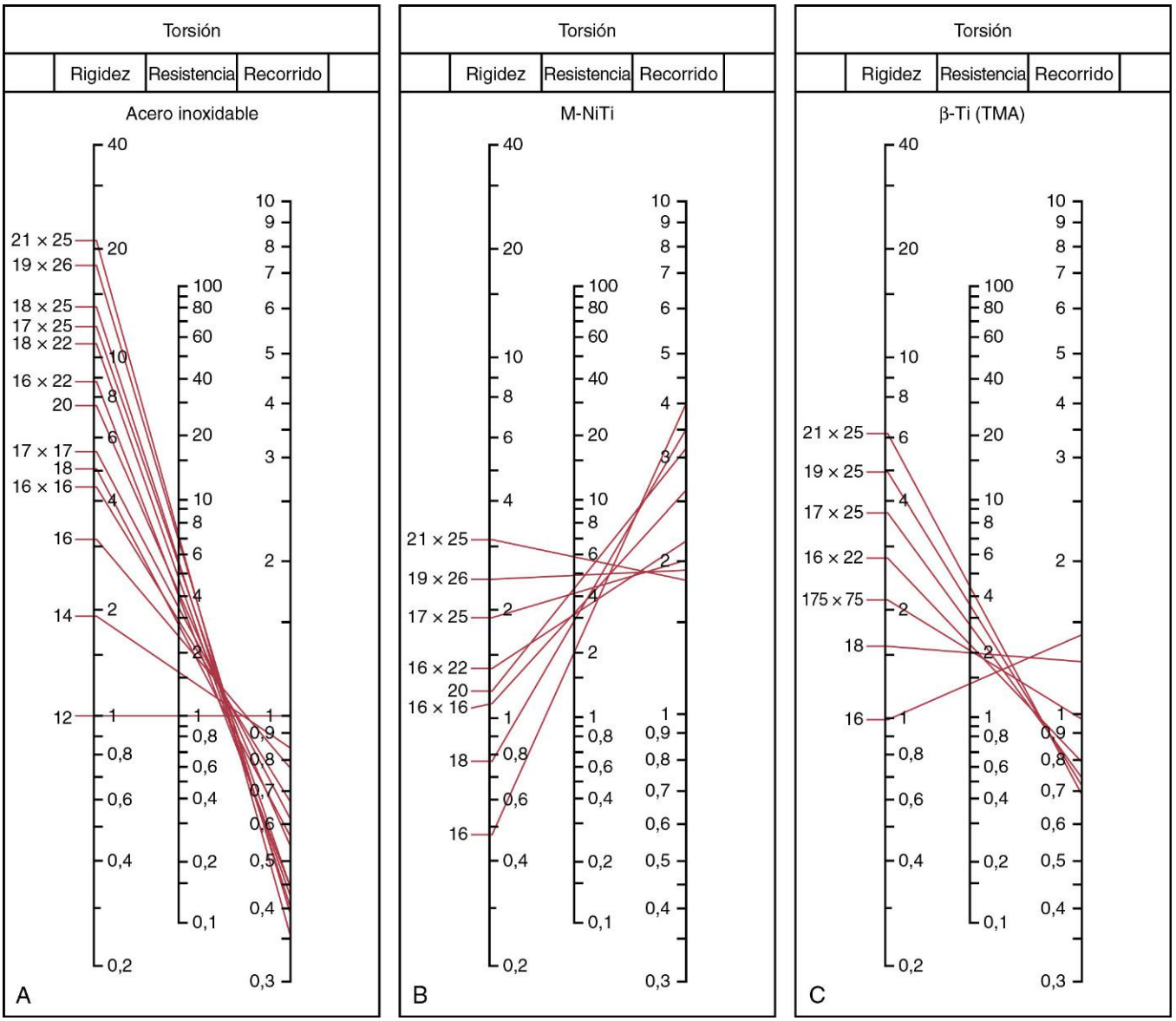


FIGURA 9-11 Nomogramas de torsión para alambres de acero inoxidable **(A),** M-NiTi (Nitinol) **(B)** y β-titanio (TMA) **(C).** El alambre de referencia es el mismo para los tres nomogramas, por lo que todos los valores son comparables. (Reproducido a partir de Kusy RP. Am J Orthod 83:374-381, 1983.)

de un segmento de arco dental entre dos dientes. Al apoyarse en ambos extremos, la viga es más resistente y menos flexible, sobre todo si los extremos están fuertemente anclados y no tienen libertad de deslizamiento. Si examinamos una viga rectangular, sus propiedades dependen fundamentalmente de sus dimensiones en la dirección de la flexión. No obstante, para cualquier viga con doble apoyo se aplica el mismo principio que para las vigas en voladizo, al aumentar el tamaño de la viga, la resistencia aumenta en relación cúbica, mientras que la elasticidad disminuye en una relación de la cuarta potencia, y el recorrido disminuye de forma proporcional, no exponencialmente.

Aunque en ingeniería las vigas redondas pueden sufrir torsiones, en ortodoncia la torsión solo tiene importancia práctica en los alambres rectangulares que se pueden encajar en ranuras rectangulares. El abordaje analítico de la torsión es básicamente igual al de la flexión, pero se encuentran tensiones de cizallamiento en vez de tensiones de flexión y las ecuaciones correspondientes son completamente diferentes. Sin embargo, el efecto general es el mismo: al reducir el tamaño de un alambre disminuye su resistencia durante la torsión y aumentan su elasticidad y su recorrido, igual que en el caso de la flexión.

Al reducirse el tamaño de un alambre, su resistencia disminuye tan rápidamente que se llega a un punto en el que dicha resistencia no sigue siendo válida para uso ortodóncico. Al incrementar el diámetro, su rigidez aumenta con tal rapidez que se llega a un punto en el que el alambre es demasiado rígido y deja de resultar útil. Estos límites superior e inferior determinan los tamaños de utilidad en ortodoncia. Este fenómeno afecta por igual a cualquier material, pero los límites prácticos varían notablemente de unos materiales a otros. Como se puede ver en la tabla 9-2, los alambres de acero con utilidad práctica son considerablemente más pequeños que los de oro a los que reemplazaron. Los alambres de titanio son mucho más elásticos que los de acero de igual tamaño, pero no tan resistentes. Por consiguiente, sus tamaños útiles son mayores que los del acero y bastante parecidos a los del oro.

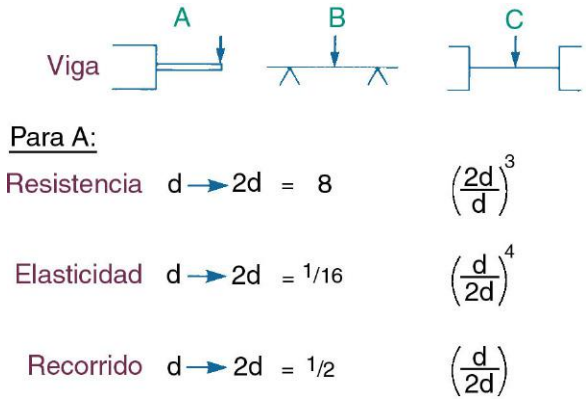


FIGURA 9-12 La modificación del diámetro (d) de una viga, con independencia de sus apoyos, altera notablemente sus propiedades. Como indican las cifras de la parte inferior de la figura, al duplicar el diámetro de una viga en voladizo su resistencia se multiplica por 8, pero su elasticidad se divide por 16 y su recorrido se reduce a la mitad. En términos más generales, cuando comparamos vigas de cualquier tipo fabricadas con alambres de dos calibres diferentes, la resistencia varía como el cubo del cociente de sus secciones, la elasticidad varía como la cuarta potencia de dicho cociente y el recorrido varía en proporción directa (pero los cocientes exactos difieren de los de las vigas en voladizo).

TABLA 9-2

Tamaños útiles de alambres de diversos materiales (dimensiones en mil)

	Oro	Acero	Cromo-cobalto	β-Ti	M-NiTi	A-NiTi
Arco de alambre trenzado		De 6 a 9				
Arco de alambre						
Redondo	De 20 a 22	De 12 a 20	De 12 a 20	De 16 a 20	De 16 a 20	De 16 a 20
Rectangular	22 × 28	De 16 × 16 a 19 × 25	De 16 × 16 a 19 × 25	De 18 × 18 a 21 × 25	De 17 × 25 a 21 × 25	De 17 × 25 a 21 × 25
Aparato de quita y pon	De 30 a 40	De 22 a 30	De 22 a 30			
Arco lingual	40	30, 36, 32 × 32	30, 36	32 × 32		
Casquete o tiro		45, 51				
Arco de expansión auxiliar		36, 40				

Geometría: longitud y anclaje

Si modificamos la longitud de una viga (cualquiera que sea su tamaño o el material del que esté fabricado) también alteramos espectacularmente sus propiedades (fig. 9-13). Si duplicamos la longitud de una viga en voladizo, reducimos a la mitad su resistencia a la flexión, pero multiplicamos su elasticidad por ocho y su recorrido por cuatro. En términos generales, cuando aumenta la longitud de una viga en voladizo, su resistencia disminuye proporcionalmente, mientras que su elasticidad aumenta como la función cúbica del cociente de las longitudes y su recorrido aumenta como el cuadrado del cociente de las longitudes. Los cambios de longitud influyen sobre la torsión de forma muy diferente a la flexión, la elasticidad y el recorrido durante la torsión aumentan proporcionalmente con la longitud, mientras que la resistencia a la torsión no se ve afectada por ella.

Si cambiamos de una viga en voladizo a otra con apoyo doble, la situación general no varía, aunque los cálculos matemáticos se complican mucho. Al aumentar la longitud de la viga, la resistencia disminuye de forma proporcional, pero la elasticidad y el recorrido aumentan exponencialmente.

El anclaje de una viga también influye en sus propiedades. Un arco de alambre puede estar fijado con mucha o poca fuerza, y el punto de carga puede estar en cualquier lugar del mismo. Como se puede ver en la figura 9-12, una viga y un arco de alambre apoyados en dos puntos son cuatro veces más elásticos si pueden deslizarse sobre sus contrafuertes (en la práctica clínica, a través de un bracket al que se encuentre unido holgadamente) que si están fijados con mucha fuerza. En el caso de los anclajes múltiples, como el de un arco de alambre fijado a varios dientes, el aumento de elasticidad con los anclajes holgados en un arco inicial no es tan llamativo, pero sigue siendo significativo.[5]

Control de las fuerzas ortodóncicas mediante la modificación de los materiales, el tamaño y la forma de los arcos de alambre

La obtención de la fuerza ortodóncica suficiente nunca supone un problema. La dificultad radica en conseguir una fuerza leve, pero mantenida. Un resorte o un arco de alambre lo bastante fuerte como para resistir la deformación permanente puede ser excesivamente rígido y dar lugar a dos problemas; es probable que la fuerza sea demasiado intensa inicialmente y que decaiga después con rapidez al empezar a moverse el diente. Sin embargo, un alambre con elasticidad y recorrido excelentes puede ser incapaz de suministrar una fuerza mantenida si tiene poca resistencia y

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

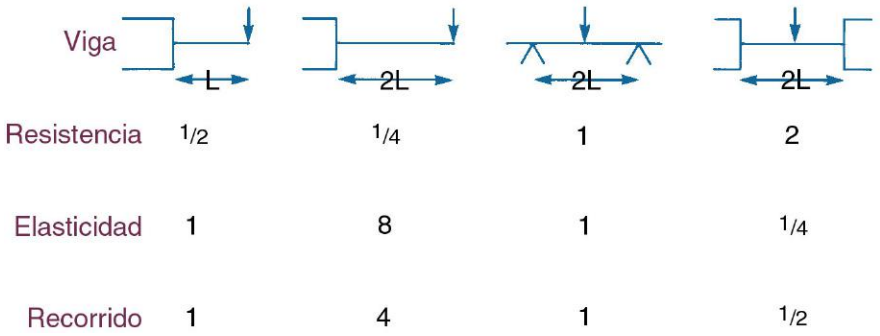


FIGURA 9-13 La modificación de la longitud de una viga o de sus apoyos altera espectacularmente sus propiedades. Al duplicar la longitud de una viga en voladizo, su resistencia disminuye a la mitad, pero su elasticidad se multiplica por ocho y su recorrido por cuatro. En términos generales, la resistencia varía en proporción inversa con la longitud, mientras que la elasticidad varía como el cubo del cociente de las longitudes y el recorrido como el cuadrado del mismo cociente. Si apoyamos una viga sobre sus dos extremos, se hace mucho más resistente, pero también menos elástica, que si se apoya solo en un extremo. Podemos ver que, si una viga está sujeta firmemente por ambos extremos, tiene una resistencia dos veces mayor, pero una elasticidad cuatro veces menor que una viga del mismo material que pueda deslizarse sobre sus puntales. Por esta razón, las propiedades elásticas de un alambre para arcos ortodóncicos dependen de que vaya ligado fuerte o débilmente a los brackets.

se distorsiona demasiado la primera vez que el paciente come algo. Hay que buscar el equilibrio ideal de resistencia, elasticidad y recorrido entre las posibles combinaciones (casi infinitas) de materiales, diámetros y longitudes.

Lo primero que hay que considerar al diseñar un resorte es que tenga una resistencia adecuada; el tamaño de alambre escogido no debe deformarse permanentemente con el uso. Como norma general, lo mejor es fabricar los muelles auxiliares para aparatos de quita y pon con alambre de acero. Podemos aprovecharnos enormemente del hecho de que los muelles auxiliares se comportan como las vigas en voladizo, la elasticidad aumenta como una función cúbica del incremento de longitud de la viga, mientras que la resistencia solo disminuye en proporción directa. Por consiguiente, podemos dar a un alambre relativamente largo (escogido por su resistencia) las propiedades elásticas deseadas al aumentar su longitud.

En la práctica, esta elongación suele significar que hay que doblar el alambre sobre sí mismo o enrollarlo en una espiral para incrementar su longitud al tiempo que confinamos el resorte a una zona intraoral delimitada (fig. 9-14). Por supuesto, podemos utilizar esta misma técnica con los arcos de alambre; la longitud eficaz se mide a lo largo del alambre, entre ambos apoyos, pero no tiene por qué ser en línea recta (fig. 9-15). El principal inconveniente es que la elaboración de los bucles de los arcos de alambre puede llevar mucho tiempo de trabajo.

Otra forma de conseguir una combinación mejor de elasticidad y resistencia consiste en combinar dos o más hilos de un alambre pequeño y, por consiguiente, elástico. Por ejemplo, dos alambres de acero de 10 mil unidos podrían aguantar el doble de carga que un solo hilo antes de deformarse permanentemente, pero si se doblase cada hilo sin la contención del otro, su elasticidad no se vería afectada. Esta observación fue el origen del sistema de «alambre gemelo» (v. capítulo 10); un par de alambres de acero de 10 mil ofrecían una elasticidad y un recorrido excelentes para la alineación dental, y ambos alambres juntos tenían una resistencia adecuada, aunque cada uno por separado no la tuviera. Más recientemente, se han llegado a usar tres o más hilos de alambre de acero de menor calibre trenzados en un cable (v. fig. 9-15). Las propiedades del alambre múltiple dependerán de las características de cada hilo por separado y de la fuerza con

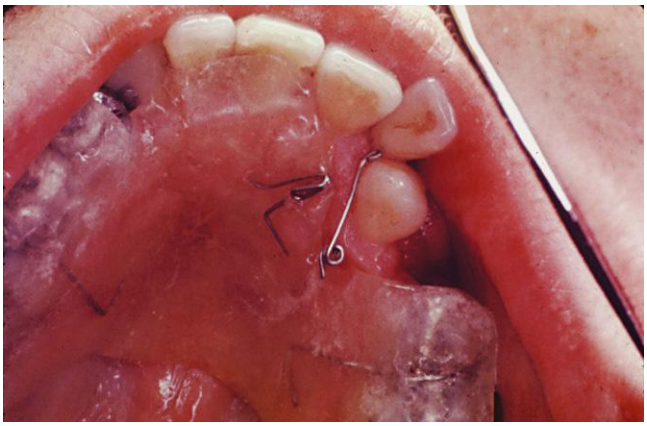


FIGURA 9-14 Aparato de quita y pon con resortes en voladizo para modificar la posición de un molar superior y un primer premolar superior. Se aprecia que se ha hecho una espiral en el nacimiento de los resortes voladizos, aumentando eficazmente su longitud para conseguir unas propiedades mecánicas más convenientes.

que se trenzan. Los alambres de acero múltiples actuales ofrecen una impresionante combinación de elasticidad y resistencia, pero ahora han sido sustituidos por alambres de NiTi para la mayoría de las aplicaciones.

La excepcional elasticidad del A-NiTi le convierte en una alternativa muy atractiva a los alambres de acero durante las fases iniciales del tratamiento cuando los dientes están muy mal alineados. Un arco continuo de alambre de NiTi de cualquier tipo tendrá mejores propiedades que los alambres múltiples de acero y propiedades parecidas a las de los arcos de alambre de acero con bucles. El TMA, al ser un material intermedio entre el NiTi y el acero, tiene menor utilidad que cualquiera de ellos en la primera fase del tratamiento completo con aparatos. No obstante, gracias a sus excelentes propiedades generales, es bastante eficaz durante las fases posteriores del tratamiento. Es posible, y a menudo deseable, llevar a cabo el tratamiento ortodóncico con una serie de alambres de las mismas dimensiones aproximadas, cambiando sucesivamente del NiTi al TMA y al acero. En este capítulo y en los capítulos 14 a 16 comentaremos

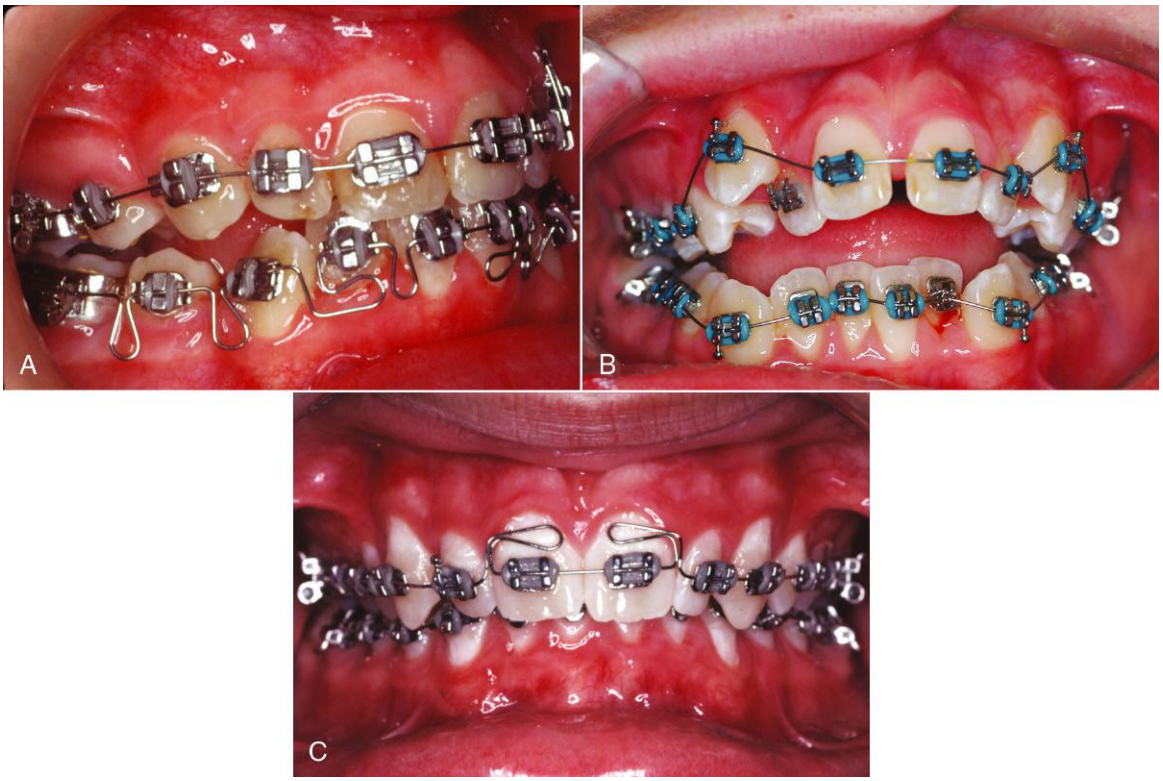


FIGURA 9-15 **A.** Pueden utilizarse dos estrategias para mejorar la elasticidad y el rango de acción de los arcos de alambre de acero: incluir bucles en el arco de alambre, como se observa en el arco inferior de la fotografía, para aumentar la longitud de los segmentos de unión entre dientes contiguos; o utilizar varios hilos de alambre de poco diámetro, como se aprecia en el arco superior. **B.** Gracias al excepcional recorrido de acción y a la curva plana de fuerza-desviación de los modernos arcos de alambre superelásticos de A-NiTi, es posible utilizar un solo hilo de alambre de 14 o 16 mil para la alineación inicial. El uso de estos alambres es más eficaz que el uso de alambres de acero inoxidable de varios hilos debido al mayor recorrido del A-NiTi y a que lleva menos tiempo que los bucles doblados, de manera que el A-NiTi ha sustituido casi por completo a las dos alternativas con el acero inoxidable. **C.** Puede utilizarse un alambre de acero inoxidable redondo para modificar la inclinación axial de los incisivos si es necesario en la fase inicial del tratamiento (al igual que en los pacientes de clase II, división 2) doblando los bucles que están en contacto con la zona gingival de los dientes a los que se ata el alambre. Si el extremo del alambre puede deslizarse hacia delante libremente, el resultado es la inclinación vestibular de los incisivos; si el extremo del alambre se dobla por detrás del tubo molar, la corona del incisivo no se dobla vestibularmente y el resultado es la torsión de la raíz lingual.

con más detalle la selección de arcos de alambre para diferentes actuaciones.

Otros dispositivos de fuerzas elásticas

Materiales de goma y plástico

Desde un primer momento se emplearon en ortodoncia bandas de goma para transmitir fuerza desde el arco superior al inferior. La goma tiene una cualidad especialmente valiosa, posee un gran margen de elasticidad, de forma que puede tolerar el tremendo estiramiento que se produce al abrir el paciente la boca con las gomas colocadas sin que se rompa el aparato. También resulta más fácil para el paciente quitarse y volver a colocarse unas bandas de goma que, por ejemplo, un muelle muy fuerte.

Desde el punto de vista de los materiales, el mayor problema que presentan todos los tipos de goma es que absorben agua y se deterioran por las condiciones intraorales. La goma de caucho, que se utiliza para fabricar las gomas elásticas que empleamos con frecuencia en casa y en la oficina, empieza a deteriorarse en la boca al cabo de un par de horas y pierde gran parte de su elasticidad en 12-24 h. Aunque hubo un tiempo en que los elásticos ortodóncicos se fabricaban con este material, han sido desbancados por los elásticos de látex, que tienen una vida útil 4-6 veces mayor. En la ortodoncia actual solo deberían emplearse elásticos de látex.

Los plásticos elastoméricos con fines ortodóncicos se comercializan con diferentes marcas comerciales. Los módulos elastoméricos de pequeño tamaño sustituyen a las ligaduras de alambre para sujetar los arcos de alambre a los brackets en numerosas aplicaciones (v. fig. 9-15, *B*), y también pueden usarse para aplicar fuerza en el cierre de espacios en los arcos dentales. Sin embargo, al igual que la goma, estos elastómeros tienden a perder elasticidad tras un período relativamente corto de uso intraoral. Esta característica no impide que den bastante buen resultado a la hora de mantener los arcos de alambre en su sitio, ni contraindica su empleo en el cierre de espacios pequeños. Simplemente, conviene tener en cuenta que al usar elastómeros las fuerzas decaen con rapidez, por lo que se pueden clasificar mejor como fuerzas interrumpidas que como fuerzas continuas para mover los dientes.[6] Aunque se pueden cerrar espacios mayores en los arcos dentales aproximando los dientes con bandas de goma o cadenas de elastómeros, podemos realizar el mismo movimiento con mayor eficacia utilizando resortes de A-NiTi, que suministran una fuerza casi constante a lo largo de un recorrido bastante considerable.

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

Imanes

Los imanes que se atraen o se repelen podrían generar fuerzas de la magnitud necesaria para mover los dientes y tendrían la ventaja de proporcionar fuerzas de intensidad predecible sin contacto directo ni fricción. Hasta que empezaron a utilizarse imanes de tierras raras en la década de los ochenta, los dispositivos magnéticos con fuerza suficiente a una distancia razonable eran demasiado voluminosos para su empleo ortodóncico. A finales de la década de los noventa, gracias a la aparición de imanes más pequeños y potentes, la posibilidad de utilizar la fuerza magnética en ortodoncia ha despertado un considerable interés (fig. 9-16).

Las dos cuestiones fundamentales en relación con el uso de imanes como fuente de fuerza son sus repercusiones biológicas y su eficacia clínica.[7] Aunque los materiales de tierras raras son potencialmente tóxicos, cuando los imanes están en cajas cerradas para utilizarlos en el interior de la boca no se han observado efectos citotóxicos directos. Si un campo magnético aumenta la velocidad de remodelado óseo y de movimiento dental, esta podría ser una buena razón para utilizarlos, pero las investigaciones han demostrado que existe muy poco (o inexistente) efecto biológico producido por los imanes pequeños para generar fuerzas ortodóncicas. Aunque la seguridad no supone ningún problema,[8] la fuerza entre una pareja de imanes sigue la ley del cuadrado inverso (es decir, la fuerza varía en función del cuadrado de la distancia entre los imanes), de tal manera que cuando los imanes suministran la fuerza para mover los dientes, los niveles de fuerza disminuyen o aumentan rápidamente en el momento en que los dientes empiezan a moverse. Debido a este inconveniente tan importante, es poco probable que la fuerza magnética llegue a tener alguna importancia como parte del tratamiento ortodóncico, por lo que los imanes prácticamente han desaparecido del tratamiento actual.



FIGURA 9-16 **A** y **B.** Imanes unidos a dientes individuales, utilizados para cerrar espacios y conseguir una alineación mejor de los mismos. (Por cortesía del Dr. M. A. Darendeliler.)

FACTORES EN EL DISEÑO DE APARATOS ORTODÓNCICOS

Contacto en dos puntos para el control de la posición radicular

Definición de términos

Antes de pasar a comentar el control de la posición de la raíz, conviene conocer algunos términos físicos básicos que emplearemos en nuestro comentario.

- *Fuerza:* una carga aplicada sobre un objeto que tenderá a desplazarlo a una posición diferente en el espacio. La fuerza, aunque se define estrictamente en unidades de Newtons (masa por aceleración de la gravedad), se suele medir clínicamente en unidades de peso, por ejemplo, gramos u onzas. En este contexto, y a todos los efectos prácticos, 1 N = 100 g (el valor real se sitúa entre 97 y 98 g).
- *Centro de resistencia:* un punto en el que se puede concentrar la resistencia al desplazamiento para los análisis matemáticos. En un objeto que se encuentra en el espacio libre, el centro de resistencia coincide con el centro de la masa. Si el movimiento del objeto está limitado parcialmente, como es el caso de un poste clavado en la tierra o de una raíz dental anclada en el hueso, la situación del centro de resistencia dependerá de la naturaleza de esos factores limitantes externos. El centro de resistencia de un diente se encuentra aproximadamente en el punto medio de la parte enterrada de la raíz (es decir, aproximadamente a mitad de camino entre el ápice de la raíz y el borde del hueso alveolar) (fig. 9-17).
- *Momento:* una medida de la tendencia de un objeto a girar sobre un punto. Un momento es generado por una fuerza que actúa a una cierta distancia. En términos cuantitativos, es el producto de la fuerza por la distancia perpendicular entre el punto de aplicación de la fuerza y el centro de resistencia, y se mide, por consiguiente, en unidades de g/mm (o equivalentes). Si la línea de acción de una fuerza aplicada no pasa por el centro de resistencia, se crea necesariamente un momento. La fuerza no solo tenderá a desplazar el objeto a una nueva posición, sino que tenderá también a hacerlo girar alrededor del centro de resistencia. Por supuesto, este efecto es exactamente el que se produce cuando aplicamos una fuerza a la corona de un diente (v. fig. 9-17). El diente no solo se desplaza en la dirección de la fuerza, sino que también rota sobre el centro de resistencia; por consiguiente, el diente se inclina al desplazarse.
- *Par:* dos fuerzas de igual magnitud y de dirección opuesta. El resultado de aplicar dos fuerzas de esta forma es un momento puro, ya que se anula el efecto de desplazamiento de dichas fuerzas. Un par producirá una rotación pura, haciendo girar al objeto alrededor de su centro de resistencia, mientras que la combinación de una fuerza y un par puede modificar la forma de girar de un objeto mientras se desplaza (fig. 9-18).
- *Centro de rotación:* el punto alrededor del cual se produce realmente la rotación al desplazarse un objeto. Cuando se aplican dos fuerzas simultáneamente sobre un objeto, se

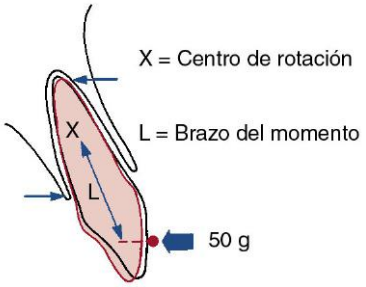


FIGURA 9-17 El centro de resistencia (C_R) de cualquier diente se encuentra aproximadamente en el punto medio de la parte enterrada de la raíz. Si aplicamos una fuerza a la corona de un diente, este no solo se desplazará, sino que rotará alrededor del centro de resistencia (es decir, los centros de rotación y de resistencia son idénticos), debido a que se crea un momento que es una fuerza que actúa a distancia de C_R. La distancia perpendicular desde el punto de aplicación de la fuerza al centro de resistencia es el brazo del momento. La presión sobre el ligamento periodontal será máxima a la altura del borde alveolar y en el punto contrario del ápice radicular (v. fig. 8-9).

puede controlar el centro de rotación y conseguir que tenga la ubicación que queramos. De hecho, la aplicación de una fuerza y un par a la corona de un diente es el mecanismo por el que se puede conseguir el movimiento en masa del diente, e incluso un desplazamiento de la raíz mayor que el de la corona.

Fuerzas, momentos y pares en el movimiento dental

Consideremos el problema clínico que plantea un incisivo central superior prominente. Si aplicamos una fuerza única de 50 g sobre la corona de este diente, como podríamos hacer con un resorte o un aparato maxilar de quita y pon, creamos un sistema de fuerzas que comprende un momento de 750 g/mm (v. fig. 9-18). El resultado será que la corona se retraerá más que el ápice radicular, que podría llegar a moverse ligeramente en sentido contrario. (Recuérdese que una fuerza tiende a desplazar todo el objeto, a pesar del hecho de que su orientación cambiará como consecuencia de la rotación simultánea alrededor del centro de resistencia.) Si deseamos mantener la inclinación del diente mientras lo retraemos, habrá que superar el momento creado involuntariamente al aplicar la fuerza sobre la corona.

Una forma de reducir la magnitud del momento es aplicar la fuerza más cerca del centro de resistencia. En ortodoncia, resulta imposible aplicar la fuerza directamente sobre la raíz, pero podríamos conseguir un efecto parecido construyendo un anclaje rígido que se proyectase por encima de la corona. Podríamos entonces aplicar la fuerza al anclaje, de manera que su línea de acción pasara por el centro de resistencia o sus proximidades. Si el anclaje fuera completamente rígido, lograríamos reducir o eliminar el brazo del momento y, por tanto, la inclinación (fig. 9-19). Dada la dificultad de conseguir unos brazos lo bastante largos como para anular por completo la inclinación, este método será, en el mejor de los casos, solo una solución parcial y provocará problemas de higiene bucal.

Otra forma de controlar o eliminar la inclinación consiste en crear un segundo momento de dirección opuesta al primero. Si se pudiera crear un segundo momento compensador de la misma magnitud que el producido por la aplicación de la primera

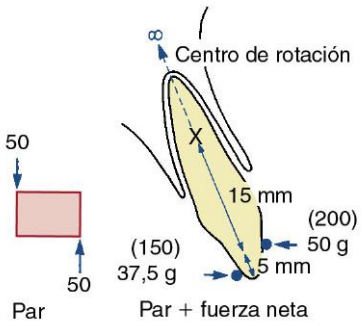


FIGURA 9-18 Un par (como el representado en la parte izquierda de la figura) se define como dos fuerzas iguales en magnitud y de sentido contrario. La aplicación de un par produce una rotación pura. En la práctica clínica, la aplicación de dos fuerzas desiguales sobre la corona de un diente para controlar la posición de la raíz puede traducirse en un par y en una fuerza neta para mover el diente. Si aplicásemos una fuerza de 50 g sobre un punto de la superficie labial de un incisivo a 15 mm del centro de resistencia, se produciría un momento de 750 g/mm (el momento de la fuerza, o M_F), que inclinaría el diente. Para conseguir un movimiento en masa hay que crear un momento (el momento del par, o M_P), de la misma magnitud y de sentido contrario al original. Una forma de hacerlo sería aplicar una fuerza de 37,5 g que empujara labialmente el borde incisal en un punto situado a 22 mm del centro de resistencia. Esto genera un momento de 750 g/mm en sentido opuesto, de tal forma que el sistema de fuerzas equivale a un par con una fuerza neta de 12,5 g para movilizar el diente lingualmente. Con este sistema de fuerzas, el diente no se inclinará, pero con una fuerza neta tan ligera solo conseguiríamos un movimiento muy reducido. Para lograr 50 g para un movimiento eficaz, habría que aplicar 200 g sobre la superficie labial y 150 g en sentido contrario sobre el borde incisal. Controlar fuerzas de esta magnitud con un aparato de quita y pon resulta muy difícil, casi imposible; conseguir un movimiento radicular eficaz es mucho más factible con un aparato fijo.

fuerza, el diente se mantendría erguido y se movería en masa. Sin embargo, un momento solo se puede crear aplicando una fuerza a distancia, por lo que habría que aplicar una segunda fuerza sobre la corona del diente.

En nuestro ejemplo del incisivo central prominente, podríamos controlar la tendencia del incisivo a inclinarse al ser retraído aplicando una segunda fuerza en la superficie lingual del mismo, quizá mediante un resorte sobre un aparato de quita y pon que empujase hacia fuera desde el lado lingual cerca del borde incisal (v. fig. 9-18). En la práctica, puede haber dificultades para mantener los aparatos de quita y pon en su sitio, debido al efecto de desplazamiento que tienen un par de resortes tan fuertes. La solución ortodóncica habitual consiste en un anclaje inmóvil sobre el diente, construido de manera que se puedan aplicar fuerzas en dos puntos. Con los alambres redondos en las ranuras de los brackets, se necesitaría un resorte auxiliar para producir un par de torsión (fig. 9-20). Se emplean más los arcos de alambre rectangular encajados en ranuras de brackets rectangulares sobre el diente, ya que se puede conseguir todo el sistema de fuerzas con un solo alambre (fig. 9-21).

Debemos señalar que, con este método, los dos puntos de contacto son los bordes opuestos del alambre rectangular. Por consiguiente, los brazos de momento del par son bastante reducidos, lo que significa que las fuerzas que hay que aplicar sobre el bracket para crear un momento compensador son bastante intensas. Si se va a emplear un arco de alambre rectangular para

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

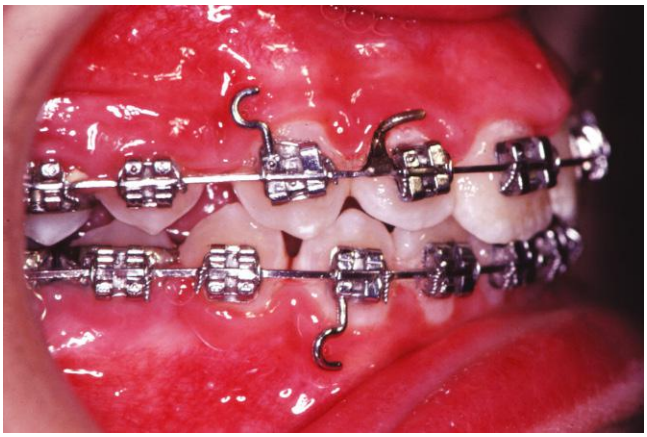


FIGURA 9-19 Se pueden utilizar anclajes que se extienden hasta el centro de resistencia, como los ganchos integrados en estos brackets, para reducir el brazo del momento y, por consiguiente, el grado de inclinación al aplicar elásticos o resortes para deslizar mesiodistalmente los dientes a lo largo de un arco de alambre. Esta idea que data de los años veinte fue recuperada para los primeros aparatos de alambres rectos. Desgraciadamente, cuanto más largos sean los ganchos, más eficaz será el mecanismo, pero también existirán más posibilidades de que produzcan problemas de higiene bucal que den lugar a irritación gingival y/o descalcificación. Existen otros métodos más prácticos para controlar la inclinación.

retraer un incisivo central en masa, la fuerza neta de retrusión deberá ser pequeña, pero las fuerzas de torsión sobre el bracket habrán de ser elevadas para poder generar el momento.

Relación M_P/M_F y control de la posición de la raíz

El análisis anterior demuestra que, para controlar la posición de la raíz durante el movimiento dental, se necesitan una fuerza para mover el diente en la dirección deseada y un par para producir el momento compensador necesario para controlar la posición radicular. Cuanto mayor sea la fuerza, mayor deberá ser el movimiento compensador para evitar la inclinación del diente, y viceversa.

Probablemente, la forma más sencilla de determinar cuánto se moverá un diente consiste en considerar el cociente entre el momento creado al aplicar una fuerza a la corona de un diente (el momento de la fuerza, o M_F) y el momento compensador generado por un par dentro del bracket (el momento del par, o M_P). En este caso, se observa (fig. 9-22) que existen las siguientes posibilidades:

$M_P/M_F = 0$	Inclinación pura (el diente rota alrededor del centro de resistencia).
$0 < M_P/M_F < 1$	Inclinación controlada (varía la inclinación del diente, pero el centro de rotación se aleja del centro de resistencia, y la raíz y la corona se mueven en la misma dirección).
$M_P/M_F = 1$	Movimiento en bloque (mismo movimiento de la corona y la raíz).
$M_P/M_F > 1$	Torsión (el ápice radicular se mueve más que la corona).

El momento de la fuerza depende de la magnitud de la misma y de la distancia desde el punto de aplicación hasta el centro

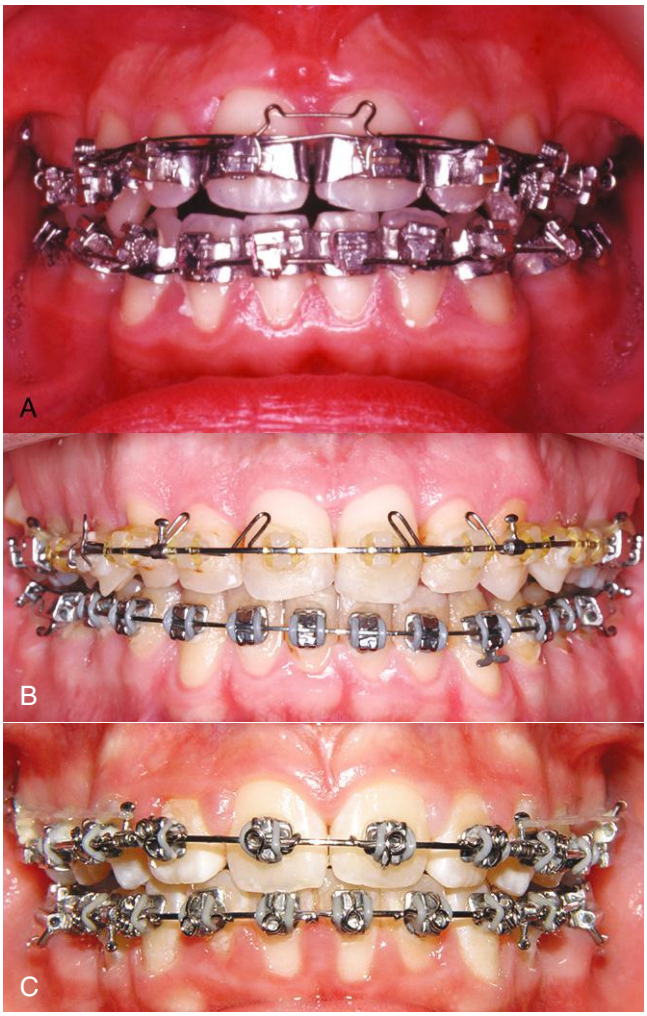


FIGURA 9-20 **A.** En el aparato de Begg se utilizaban habitualmente resortes auxiliares para colocar las raíces y para la torsión; se pueden ver ambos tipos de resortes en el arco superior de este paciente tratado con uno de los primeros aparatos combinados de Begg-arco de canto (década de los ochenta). Los resortes de torsión están en contacto con la superficie vestibular de los incisivos centrales; también hay resortes de enderezamiento bilaterales en los caninos. Los alambres base están insertados en la ranura de Begg, mientras que la ranura de canto no se utiliza en esta fase del tratamiento. **B.** Resorte de torsión auxiliar empleado en el aparato Tip-Edge, una versión actual del aparato combinado de Begg-arco de canto. **C.** Resortes para colocar las raíces (impulso lateral) usados en el aparato Tip-Edge. (**A,** por cortesía del Dr. W. J. Thompson; **B** y **C,** por cortesía del Dr. D. Grauer.)

de resistencia. Para la mayoría de los dientes esta distancia es de 8-10 mm, de manera que M_F será 8-10 veces la magnitud de la fuerza. En otras palabras, si usamos una fuerza neta de 100 g para mover el diente, necesitaremos un momento de 800 a 1.000 g/mm para lograr un movimiento radicular equivalente al movimiento de la corona. En la literatura ortodóncica, la relación entre la fuerza y el par compensador se ha expresado a menudo de este modo, como el cociente «momento-fuerza». En estos términos, un cociente momento-fuerza de 1-7 produciría una inclinación controlada, un cociente de 8-10 (dependiendo de la longitud de la raíz) produciría un movimiento en bloque y un cociente superior a 10 produciría torsión. Dado que la dis-

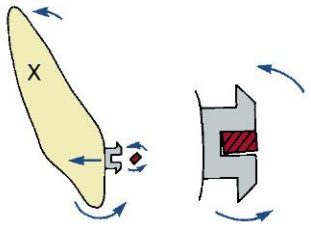


FIGURA 9-21 Un arco de alambre rectangular encajado en una ranura rectangular puede generar el momento necesario para controlar la posición de la raíz. El alambre se retuerce (torsiona) al introducirlo en la ranura del bracket. Los dos puntos de contacto están en el borde del alambre, por el que entra en contacto con el bracket. Por consiguiente, el brazo del momento es bastante pequeño y las fuerzas deben ser intensas para poder generar el M_P necesario. Empleando las mismas dimensiones dentales que se indican en la figura 9-18, una fuerza lingual neta de 50 g generaría un momento de 750 g/mm. Para equilibrarlo, creando un momento opuesto de 750 g/mm en un bracket con una ranura de 0,5 mm de profundidad, se necesita una fuerza de torsión de 1.500 g.

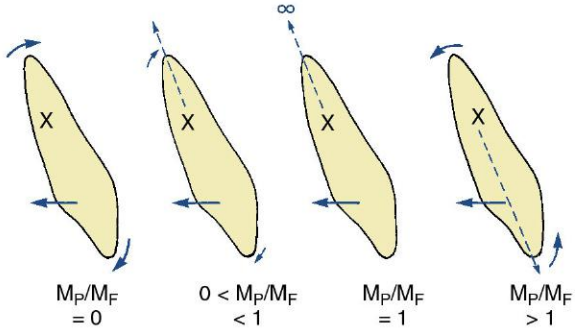


FIGURA 9-22 El tipo de movimiento dental depende del cociente entre el momento producido por la fuerza aplicada para mover un diente (M_F) y el momento compensador producido por el par y empleado para controlar la posición de la raíz (M_P). Sin M_P ($M_P/M_F = 0$), el diente rota sobre el centro de resistencia (inclinación pura). En la medida en que aumenta el cociente momento/fuerza ($0 < M_P/M_F < 1$), el centro de rotación se aleja cada vez más del centro de resistencia, y se produce lo que se denomina inclinación controlada. Cuando $M_P/M_F = 1$, el centro de rotación se desplaza al infinito y se produce un movimiento en bloque (traslación). Si $M_P/M_F > 1$, el centro de rotación se desplaza incisalmente y el ápice radicular se mueve más que la corona, por lo que se produce torsión radicular.

tancia entre el punto de aplicación de la fuerza y el centro de resistencia puede variar, y de hecho lo hace, es necesario ajustar el cociente momento-fuerza cuando la longitud radicular, la cantidad de soporte del hueso alveolar o el punto de aplicación de la fuerza difieren de las condiciones habituales. Los cocientes M_P/M_F describen con mayor exactitud el modo en que responderá un diente.

Recuérdese que cuando se aplica una fuerza a un bracket para deslizarlo a lo largo del alambre de un arco, como suele ocurrir en la práctica ortodóncica, la fuerza que actúa sobre el diente es menor que la que se aplica al bracket debido a la resistencia al deslizamiento en el bracket (v. comentario adicional a continuación). Lo que importa realmente es la fuerza *neta,* una vez restada la resistencia al deslizamiento, y el momento asociado con la fuerza neta. Por el contrario, la fricción apenas cuenta cuando se crea un par en un bracket.

Es fácil subestimar la magnitud de las fuerzas que se requieren para crear el par compensador. En el ejemplo presentado anteriormente, si empleásemos una fuerza neta de 50 g para retraer un incisivo central, necesitaríamos un momento de 500 g/mm para evitar que el diente se inclinase a medida que la corona se desplazase lingualmente. Para lograr un momento de esa magnitud en los confines de un bracket de 18 mil (0,45 mm), necesitaríamos que el arco de alambre suministrase una fuerza de torsión de 1.100 g. Esta fuerza sobre el bracket produce solo un momento puro, de forma que el ligamento periodontal (LPD) no soporta una gran fuerza, pero la magnitud necesaria puede ser sorprendente. El alambre deberá hacer crujir literalmente el bracket.

Brackets estrechos y anchos en sistemas de aparatos fijos

Existen dos circunstancias en las que el control de la posición radicular con un aparato ortodóncico resulta especialmente necesario; cuando hay que torsionar faciolingualmente la raíz de un diente (como en el ejemplo anterior), y cuando se necesita desplazar mesiodistalmente la raíz para igualar de forma adecuada los dientes en los espacios de extracción. En el primer caso, el momento necesario se genera dentro del bracket y las dimensiones fundamentales son las del arco de alambre; en el segundo caso, el momento se genera a través del bracket y la longitud del brazo del momento depende de la anchura del bracket.

Siendo los demás parámetros iguales, cuanto más ancho sea el bracket más fácil resultará generar los momentos necesarios para juntar las raíces en los espacios de extracción o para controlar la posición mesiodistal de las raíces. Consideremos ahora la retrusión de la raíz de un canino hacia el espacio de extracción dejado por un primer premolar (fig. 9-23). Con una fuerza de retrusión de 100 g y una distancia de 10 mm desde el bracket al centro de resistencia, necesitaremos un momento de 1.000 g/mm. Si el bracket colocado sobre este diente tiene una anchura de 1 mm, se precisarán 1.000 g de fuerza en cada esquina del bracket, pero si tuviese una anchura de 4 mm, solo se necesitaría una fuerza de 250 g en cada esquina.

Esto adquiere aún más importancia práctica cuando hay que cerrar el espacio de extracción deslizando los dientes a lo largo de un arco de alambre y se genera una unión entre el alambre y el bracket. La unión del alambre con las esquinas del bracket dependerá de la fuerza con que el bracket contacte con el alambre y del ángulo de contacto entre ambos (v. fig. 9-23). Con un bracket ancho se reducen la fuerza necesaria para generar el momento

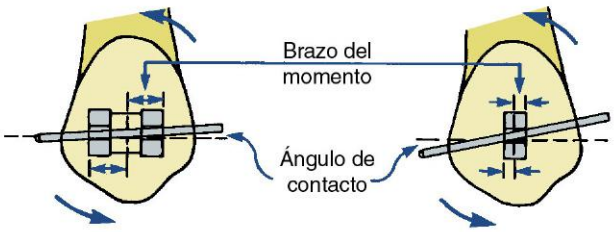


FIGURA 9-23 La anchura del bracket determina la longitud del brazo del momento (mitad de la anchura del bracket) para controlar la posición radicular mesiodistal. La anchura del bracket determina también el ángulo de contacto entre la esquina del bracket y el arco de alambre. Cuanto más ancho es el bracket, menor es el ángulo de contacto.

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

y el ángulo de contacto, por lo que resultará más ventajoso para cerrar espacios mediante deslizamiento.

A pesar de sus ventajas cuando hay que cerrar espacios deslizando los dientes sobre un arco de alambre, los brackets anchos presentan un inconveniente parcialmente compensador. Cuanto más ancho sea el bracket colocado sobre un diente, menor será el espacio entre los brackets de dientes contiguos y, por consiguiente, menor será la longitud eficaz de los segmentos de arco entre los apoyos. Al reducir de este modo la longitud de los segmentos de alambre (o reducir la longitud de la viga, en la terminología de nuestro comentario anterior), limitamos notablemente la elasticidad y el rango de acción del arco de alambre. De ahí que esté contraindicado el empleo de brackets muy anchos. La máxima anchura práctica de un bracket equivale aproximadamente a la mitad de la anchura del diente, y los brackets todavía más estrechos son más ventajosos cuando los dientes están mal alineados, ya que el mayor espacio entre brackets proporciona más elasticidad a cualquier tipo de alambre.

Efecto del tamaño de la ranura del bracket en los sistemas de arco de canto

El primero en usar arcos de alambre rectangular en ranuras de brackets rectangulares fue Edward Angle a finales de los años veinte con su mecanismo de arco de canto (v. capítulo 10). El aparato original fue diseñado para emplearlo con arcos de alambre de oro, con una ranura de bracket de 22 × 28 mil para albergar alambres rectangulares de las mismas dimensiones. Según el concepto de tratamiento de Angle, no era necesario deslizar los dientes a lo largo de arcos de alambre para cerrar los espacios de extracción, ya que simplemente rechazaba las extracciones por motivos ortodóncicos. Por otra parte, los movimientos de torsión tenían mucha importancia, y uno de los principales objetivos al diseñar los aparatos era lograr una torsión eficaz. El aparato fue diseñado para producir la fuerza adecuada y un rango de acción razonable durante la torsión cuando se empleasen arcos de alambre de oro de 22 × 28 con brackets estrechos.

Cuando los arcos de alambre de acero sustituyeron a los de oro, los cálculos técnicos originales de Angle dejaron de tener validez, ya que el alambre de acero de esas dimensiones era mucho más rígido. Una posible alternativa consistía en rediseñar el aparato de arco de canto, adaptando el tamaño de la ranura de los brackets al acero. Para ello, se propuso reducir el tamaño de la ranura de 22 a 18 mil. Incluso con este menor tamaño de ranura, los alambres de acero completos seguían produciendo fuerzas algo mayores que las del sistema de arco de canto original, pero las propiedades del aparato se aproximaban a las del sistema original. Se puede conseguir una buena torsión con alambres de acero y brackets de canto de 18 mil.

Por otra parte, se pueden usar arcos de alambre de menor tamaño en brackets de arco de canto para reducir la fricción que se opone al deslizamiento de los dientes a lo largo de un arco de alambre, un factor que era muy importante cuando el acero inoxidable reemplazó al oro. En la práctica, para que los dientes puedan deslizarse a lo largo de un arco de alambre, se necesitan al menos 2 mil de margen para minimizar la fricción, y sería deseable disponer de un margen aún más amplio. La mayor resistencia de un arco de alambre de 18 mil, en comparación con otro de 16 mil, puede ser una ventaja para el deslizamiento dental. Por supuesto, a la hora de cerrar espacios por deslizamiento, el alambre de 18 mil tendría un margen de espacio excelente en un bracket con una ranura de 22, pero encajaría con demasiada estrechez en uno con una ranura de 18. Por consiguiente, la ranura original de 22 mil tendría algunas ventajas para el cierre de espacios, pero presentaría un claro inconveniente cuando se necesitase la torsión. Con arcos de alambre de acero de 21 mil como tamaño más reducido (lo bastante aproximado a las 22 mil de la ranura de bracket original como para encajar adecuadamente), la elasticidad y el recorrido durante la torsión son tan limitados que resulta casi imposible conseguir una torsión eficaz con el arco de alambre. El empleo de brackets anchos para favorecer el cierre de espacios acentuaría aún más el problema de la torsión. Una posible alternativa sería la inclinación exagerada de alambres rectangulares de menor tamaño (p. ej., 19 × 25), pero a menudo se precisan auxiliares de torsión (v. fig. 9-20) con los alambres de acero de menor tamaño en brackets de canto con ranura de 22 mil.

En esta situación, queda más claro el papel de los nuevos arcos de alambre de titanio. Si solo se emplean alambres de acero, el sistema de ranuras de 18 mil presenta ventajas considerables sobre las de mayor tamaño. Con su excelente recuperación y resistencia a la deformación permanente, las aleaciones de NiTi resuelven algunas de las limitaciones de alineación de los alambres de acero en ranuras anchas de 22 mil, mientras que los alambres rectangulares de NiTi y β-Ti presentan ventajas sobre el acero de cara a las fases finales del tratamiento y al control de la torsión. En resumen, los nuevos arcos de alambre de titanio permiten resolver en gran medida los principales problemas derivados del uso continuado del tamaño original de ranura de canto.

ASPECTOS MECÁNICOS DEL CONTROL DEL ANCLAJE

Fricción y fijación en la resistencia al deslizamiento

Cuando los dientes se deslizan a lo largo de un arco de alambre es necesario aplicar una fuerza para cumplir dos objetivos: vencer la resistencia que produce el contacto del alambre con el bracket y conseguir la remodelación ósea necesaria para el movimiento dental. Como ya explicamos en el capítulo 8, la mejor manera de controlar la posición de los dientes de anclaje consiste en limitar la fuerza de reacción que actúa sobre los mismos. El empleo de una fuerza innecesariamente intensa para mover los dientes crea problemas a la hora de controlar el anclaje. Desgraciadamente, los dientes de anclaje soportan la reacción tanto a la fuerza necesaria para vencer la resistencia al deslizamiento como a la fuerza adicional necesaria para mover los dientes; por consiguiente, es importante controlar y limitar la resistencia al deslizamiento como parte del control del anclaje.

Debido al uso cada vez más frecuente de brackets de autoligado pasivo y de otras técnicas para reducir la fricción (que se describen detalladamente en el capítulo 10), es importante distinguir claramente cómo contribuyen la fricción y la fijación en la resistencia al deslizamiento.

Fricción en el tratamiento con aparatos fijos

Cuando un objeto se mueve respecto de otro, la fricción en su superficie de unión produce resistencia a la dirección del movimiento. En última instancia, la fricción se debe a las fuerzas

electromagnéticas entre los átomos; no es una fuerza fundamental que pueda definirse con independencia de las condiciones locales. Es proporcional a la fuerza con la que se presionan las superficies de contacto y depende de la naturaleza de dichas superficies (rugosa o lisa, químicamente reactiva o pasiva, modificada por lubricantes, etc.). Es muy interesante el hecho de que la fricción sea independiente de la superficie aparente de contacto. Esto se debe a que toda superficie, independientemente de su suavidad, presenta irregularidades que son importantes a escala molecular, y el contacto real solo se produce en un limitado número de pequeños puntos en los salientes de las irregularidades superficiales (fig. 9-24). Esos puntos, denominados *asperezas,* soportan toda la carga entre ambas superficies. Incluso con cargas muy leves, la presión local en las asperezas puede provocar una sensible deformación plástica de esas pequeñas zonas. Debido a ello, la verdadera superficie de contacto depende en gran medida de la carga aplicada y es directamente proporcional a la misma.[9]

Cuando se aplica una fuerza tangencial para hacer que un material se deslice sobre el otro, los puntos de unión empiezan a desgastarse. Por consiguiente, el coeficiente de fricción es proporcional a la resistencia al desgaste de las uniones e inversamente proporcional al límite de elasticidad de los materiales (ya que dicho límite determina el grado de deformación plástica de las asperezas). A velocidades de deslizamiento reducidas, se puede producir un fenómeno de «adhesión-deslizamiento» al acumularse fuerza suficiente para desgastar los puntos de unión y producirse un salto, y posteriormente las superficies se vuelven a adherir hasta que se vuelva a acumular fuerza suficiente como para romperlos.

Otros dos factores afectan a la fricción: el engranaje de las irregularidades superficiales, que obviamente es más importante cuando las asperezas son grandes o puntiagudas, y el grado en que las asperezas de un material duro se incrustan en la superficie de otro más blando. Por tanto, la resistencia total a la fricción será la suma de tres componentes: 1) la fuerza necesaria para rebajar todos los puntos de unión; 2) la resistencia provocada por el engranaje de las rugosidades, y 3) el componente de incrustación de la fuerza total de fricción.[10] En la práctica, si dos materiales son relativamente suaves y presentan una dureza parecida, la fricción dependerá sobre todo del componente de desgaste.

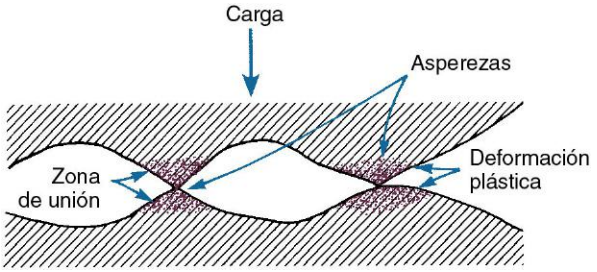


FIGURA 9-24 Cuando se comprimen dos superficies sólidas o una se desliza sobre la otra, solo se produce un contacto real en un número limitado de puntos, denominados *asperezas,* que representan los picos de las irregularidades superficiales. Estas uniones se rompen durante el deslizamiento, y la fuerza necesaria para producir esta deformación plástica de las irregularidades superficiales es la resistencia a la fricción. (Reproducido a partir de Jastrzebski ZD. The Nature and Properties of Engineering Materials. 3rd ed. New York: Wiley; 1987.)

La experiencia acumulada en los últimos años con los alambres de titanio y los brackets de cerámica o plástico ha confirmado la idea de que las características superficiales son una variable muy importante en la fricción. Los brackets de acero inoxidable se deslizan razonablemente bien sobre los alambres de acero, pero la situación no es tan favorable con otras combinaciones.

Características superficiales de los alambres. Cuando aparecieron por primera vez los alambres de NiTi, los fabricantes afirmaban que tenían una superficie más deslizante que la del acero inoxidable, de tal manera que siendo iguales los demás factores, habría menos engranaje de las asperezas y, por consiguiente, menos resistencia friccional al deslizamiento del diente a lo largo del alambre de NiTi que con el acero inoxidable. Esto no es cierto: el NiTi tiene una superficie más rugosa (debido a defectos superficiales, no a la calidad del pulido) que el β-Ti, que a su vez es más rugoso que el acero. Sin embargo, lo que es más importante, existe una escasa o nula correlación entre los coeficientes de fricción y la rugosidad superficial de los alambres ortodóncicos[11] (es decir, el engranaje y la incrustación no son componentes fundamentales de la resistencia friccional total). Aunque el NiTi tiene más rugosidad superficial, el β-Ti tiene más resistencia friccional. Esto significa que a medida que aumenta el contenido de titanio de la aleación su reactividad superficial también aumenta, ya que la composición de la superficie ejerce una gran influencia. Por ello, el β-Ti, con un 80% de titanio, tiene un coeficiente de fricción mayor que el NiTi, que contiene un 50% de titanio, y ambos presentan una mayor resistencia friccional al deslizamiento que el acero. Con el β-Ti existe la suficiente reactividad del titanio como para que el alambre se «suelde en frío» a un bracket de acero en determinadas circunstancias, haciendo que el deslizamiento resulte casi imposible.

Una posible solución a este problema consiste en alterar la superficie de los alambres de titanio mediante la implantación de iones superficiales. La implantación de iones (de nitrógeno, carbono y otros materiales) ha dado resultados satisfactorios con el β-Ti y ha permitido mejorar las características de los implantes de cadera con este material. Sin embargo, en la práctica ortodóncica los alambres implantados de NiTi y β-Ti no han demostrado un rendimiento superior en la alineación inicial o el cierre de espacios por deslizamiento, respectivamente.

Características superficiales de los brackets. La superficie de los brackets también influye en la fricción. La mayoría de los brackets ortodóncicos actuales son de acero inoxidable colado o fresado y, adecuadamente pulidos, tienen una superficie relativamente lisa, comparable a la de los de acero. En la actualidad están empezando a utilizarse brackets de titanio, debido sobre todo a que eliminan la posibilidad de una respuesta alérgica al níquel del acero inoxidable. Por fortuna, muchas personas con sensibilidad cutánea al níquel no sufren reacciones mucosas, pero el aumento del número de pacientes alérgicos se está convirtiendo en un gran problema. En el mejor de los casos, las propiedades superficiales de los brackets de titanio son similares a las de los alambres de este material, y pulir el interior de las ranuras de los brackets resulta bastante difícil, de modo que estas zonas críticas pueden ser más rugosas que los alambres. Por consiguiente, el deslizamiento con los brackets de titanio puede resultar problemático, sobre todo si también se utilizan arcos de alambre de titanio.

Los brackets cerámicos alcanzaron bastante popularidad en la década de los ochenta debido a su excelente aspecto estético, pero las propiedades de su superficie están lejos de ser las ideales.

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

Los brackets de cerámica policristalina poseen superficies considerablemente más rugosas que las de los brackets de acero. El material cerámico es rugoso, pero duro, y puede penetrar incluso en la superficie de un alambre de acero durante el deslizamiento, creando gran resistencia; por supuesto, ello empeora cuando se utilizan alambres de titanio. Aunque los brackets monocristalinos son bastante lisos, también pueden dañar los alambres al deslizarse por ellos, y oponen igualmente mayor resistencia al deslizamiento.[12] Recientemente se han desarrollado unos brackets cerámicos con ranuras metálicas, lo que supone un reconocimiento bastante explícito de los problemas creados por la fricción contra las superficies cerámicas (v. comentario adicional sobre los aparatos estéticos en el capítulo 10).

Es bastante probable que en los próximos años se empiecen a utilizar brackets de plásticos compuestos en ortodoncia. Tienen las ventajas de ser del mismo color de los dientes y de no producir reacciones alérgicas y, al menos en teoría, deberían tener unas propiedades superficiales que no resultaran tan problemáticas como las de la cerámica. Sin embargo, como el caso de los alambres de plásticos compuestos, su fabricación plantea muchas dificultades y puede que sus ventajas sobre el metal no compensen los gastos adicionales.

Fijación elástica e inelástica en la resistencia al deslizamiento

La fuerza que se produce entre el alambre y el bracket influye considerablemente en la magnitud de la resistencia al deslizamiento. Esta resistencia depende fundamentalmente de dos factores: la fricción que se produce cuando el alambre contacta con las paredes o el fondo del bracket, y la fijación elástica o inelástica que se produce cuando el alambre entra en contacto con las esquinas del bracket. Como veremos a continuación, el principal componente de la resistencia al deslizamiento es la fijación, no la fricción.

En teoría, un alambre podría deslizarse por un bracket o un tubo sin ningún tipo de fricción si fuera más pequeño que el bracket y no entrara en contacto con ninguna parte del mismo (fig. 9-25, *A*). Esto es muy difícil de conseguir, incluso en el laboratorio; a menos que todo quede perfectamente alineado, el alambre entrará en contacto con el fondo del bracket o con alguna otra zona del mismo, pero la fricción será muy pequeña si no hay nada que fuerce el alambre contra el bracket.

Sin embargo, esto no se parece para nada a lo que sucede en el interior de la boca. Cuando un alambre moldeado a la forma de la arcada pasa por varios brackets, es inevitable que contacte con la base y/o las paredes del bracket (v. fig. 9-25, *B*). Si se tracciona de un diente a lo largo de un arco de alambre, la resistencia al deslizamiento se deberá únicamente a la fricción hasta que el diente se incline lo suficiente para que las esquinas del bracket entren en contacto con el alambre. Evidentemente, el diente se inclina debido a que se aplica una fuerza sobre un bracket colocado en su corona, y el centro de resistencia se sitúa a mitad de camino de la raíz. En el momento en que las esquinas del bracket tocan el alambre (lo que sucede después de un movimiento muy pequeño del diente), se genera un momento que se opone a una mayor inclinación (fig. 9-26). Esto genera una fijación elástica entre el bracket y el alambre, que es diferente de la fricción. Cuanto mayor sea el ángulo con el que el alambre contacte con las esquinas del bracket, mayor será la fuerza entre ambos; debido a ello, como ya hemos señalado anteriormente, la resistencia al deslizamiento es mayor en los brackets estrechos que en los más anchos. Como podemos ver en la figura 9-27, la resistencia al deslizamiento incluye casi inmediatamente la fijación elástica cuando el diente empieza a moverse, y aumentará rápidamente con el ángulo formado por el bracket y el alambre.[13]

Una serie de experimentos que Kusy llevó a cabo en su laboratorio nos puede ayudar a apreciar la importancia de la fijación y la fricción como componentes de la resistencia al deslizamiento.[14] En estos experimentos se ligaron alambres de 21 × 25 de M-NiTi y de acero a brackets gemelos de acero de ranura del n.° 22, con una fuerza de ligadura de 200 g, con lo que se produjo una fricción bastante intensa. Seguidamente, se midió la resistencia al

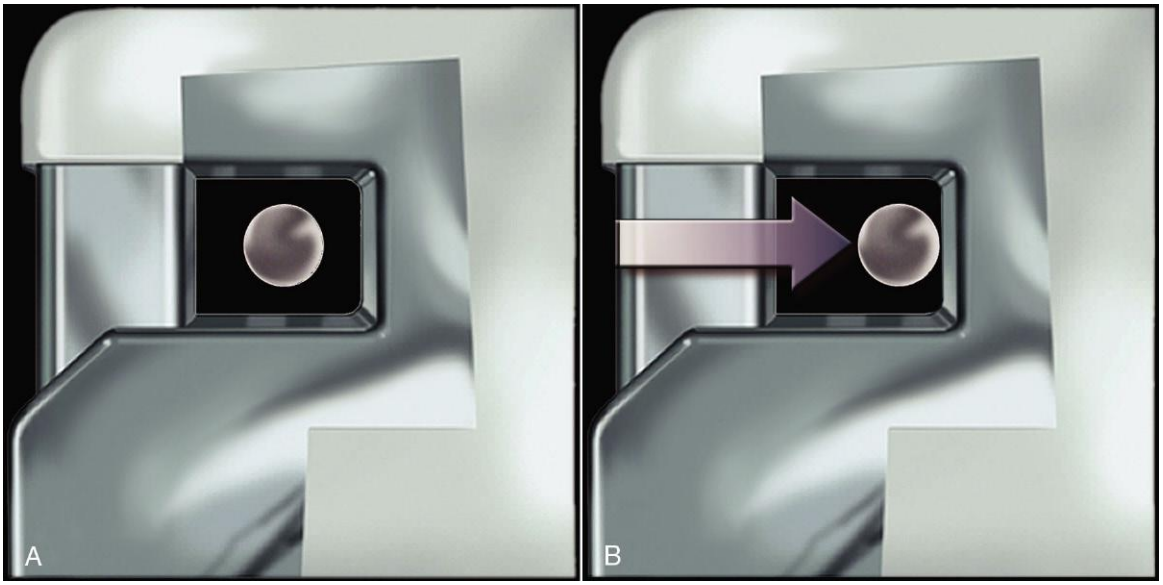


FIGURA 9-25 **A.** En el laboratorio es posible orientar un alambre pequeño dentro de un bracket (o tubo) de tal manera que no toque ninguna de las paredes, y en ese caso la fricción no se opondría al movimiento del alambre por el bracket. **B.** En la boca, un arco de alambre curvado que pase por una serie de brackets contactará inevitablemente con el fondo de los mismos y, por consiguiente, habrá algo de fricción.

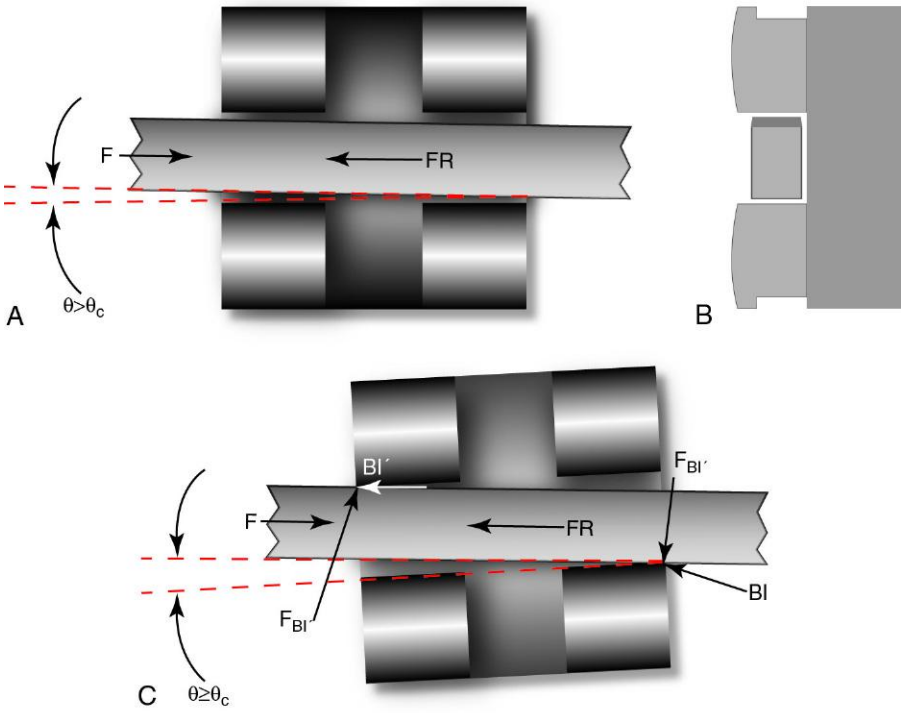


FIGURA 9-26 **A** y **B.** A la fuerza necesaria para mover un bracket a lo largo de un arco de alambre únicamente se opone la fricción producida por el contacto del alambre con el fondo o los laterales de la ranura del bracket. **C.** La raíz de un diente se opone a su movimiento, de manera que el diente se inclina hasta que las esquinas del bracket entran en contacto con el alambre, y a partir de ese momento la fijación elástica del alambre con la esquina del bracket se suma a la resistencia al deslizamiento.

deslizamiento en función del ángulo de contacto entre el alambre y el bracket. Como muestra la figura 9-28, con un ángulo de contacto de 3°, la resistencia al deslizamiento se debía en su mayor parte a la fijación en el caso del alambre de acero, y casi la mitad a la fijación en el caso del alambre de M-NiTi. Con un ángulo de 7° o más, casi toda la resistencia se debía a la fijación en ambos casos.

Conclusión: en la fase inicial de alineación de los dientes, la resistencia al deslizamiento se debe a una combinación de la fricción y de la fijación, pero casi inmediatamente después (a menos que se permita que el diente se incline para mantener un ángulo de contacto reducido), la fricción disminuye tanto que resulta casi despreciable, y la resistencia al deslizamiento se debe casi totalmente a la fijación elástica.

Durante el movimiento ortodóncico de los dientes también es posible observar una fijación inelástica. Esta se produce cuando se forma alguna muesca en el borde del alambre (fig. 9-29). Cuando una muesca se engancha en el borde del bracket, el movimiento dental cesa hasta que la muesca se libera como consecuencia del desplazamiento funcional del diente (recuerde que los dientes se mueven durante su función al doblarse el hueso alveolar como consecuencia de las intensas fuerzas, y vuelven a su posición original cuando el hueso se retrae al cesar dichas fuerzas). Si tenemos en cuenta la presencia de ambos tipos de fijación, no nos sorprenderá que al observar el movimiento dental se comprueba que este se produce casi por completo en una serie de pasos escalonados, y no en un flujo regular.

Magnitud de la resistencia al deslizamiento

Probablemente, la información más importante que se puede extraer al analizar la resistencia al deslizamiento es la medición

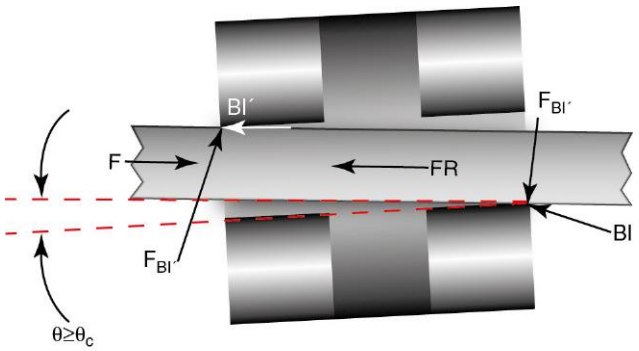
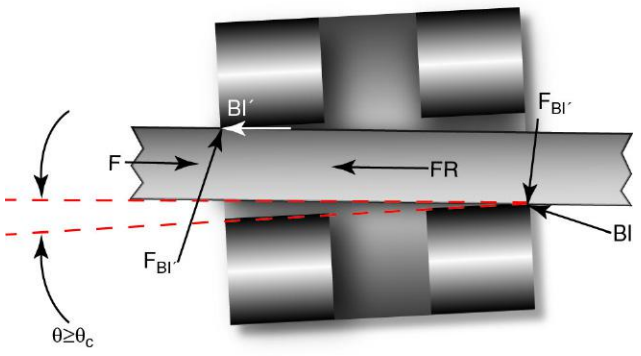


FIGURA 9-27 Dado que la fijación es la causante de la mayor parte de la resistencia al deslizamiento *(RD),* al aumentar el ángulo de contacto entre el alambre y la esquina del bracket, la RD en la fase inicial de la alineación equivale a la suma de la fijación elástica *(BI)* y la fricción *(FR),* pero casi inmediatamente la proporción de la resistencia como consecuencia de la fijación supera la fricción, de manera que se puede ignorar el componente debido a la fricción; a efectos prácticos, la resistencia al deslizamiento se debe únicamente a la fijación (v. fig. 9-28).

de su magnitud, incluso en las mejores circunstancias posibles. Si hay que deslizar un canino a lo largo de un arco de alambre como parte del cierre de un espacio de extracción, y se necesita una fuerza neta de 100 g para mover ese diente, se necesitarán aproximadamente otros 100 g para vencer los efectos de la fijación y la fricción (fig. 9-30). Por consiguiente, la fuerza total que se

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

necesita para deslizar el diente es el doble de la que cabría esperar. Dado que dicha resistencia se debe en su mayor parte a la fijación, no se consigue cerrar antes el espacio sustituyendo una ligadura elastomérica por una tapa para el bracket, de manera que el alambre no contacte con el fondo del bracket.[15]



Alambre de acero	Alambre de NiTi
3° RD = 73% BI	3° RD = 45% BI
7° RD = 94% BI	7° RD = 93% BI
11° RD = 97% BI	11° RD = 95% BI

FIGURA 9-28 En estudios de laboratorio en los que se ha permitido que el bracket se incline en relación con el alambre por el que se desliza se ha podido comprobar que al ligar un alambre de acero de 21 × 25 a un bracket de acero con una fuerza de 200 g (de manera que se produce una gran cantidad de fricción), el 73% de la resistencia al deslizamiento se debía a la unión con un ángulo de contacto de 3°, y con un ángulo de 7° o más el 90% de la resistencia se debía a la fijación. Con un alambre de M-NiTi de las mismas dimensiones se observaba menos fijación con un ángulo de 3°, pero una fijación parecida con ángulos superiores. Podemos considerar que la resistencia achacable a la fricción es despreciable con unos ángulos de contacto que se alcanzan muy pronto al intentar deslizar un diente a lo largo de un alambre. (Tomado de Articolo LC, Kusy RP. Am J Orthod Dentofac Orthop 115:39-51, 1999.)

Por lo que se refiere al efecto sobre el anclaje ortodóncico, el problema que crea la resistencia al deslizamiento no se debe tanto a la misma como a la dificultad para determinar su magnitud. Para deslizar uno o varios dientes a lo largo de un arco de alambre, el odontólogo debe aplicar suficiente fuerza para vencer la resistencia y producir la respuesta biológica. No es fácil resistirse a la tentación de sobrevalorar dicha resistencia al deslizamiento, y añadir suficiente fuerza para estar seguros de que se producirá el desplazamiento dental. Cualquier fuerza por encima de la realmente necesaria para vencer la resistencia al deslizamiento tiene el efecto de elevar los dientes de anclaje hasta la meseta de la curva de movimiento dental (v. fig. 8-22). En ese caso, se producirá un movimiento innecesario de los dientes de anclaje o se requerirán medidas adicionales para mantener dicho anclaje (como tener que usar un casquete o tornillos óseos).

Si se dobla un bucle elástico en el arco de alambre, se activa para mover los dientes y después se liga fuertemente, lo que sucede es que los segmentos del arco de alambre se mueven y arrastran los dientes, en lugar de que los dientes se muevan en relación con el alambre. Los resortes de este tipo se denominan *resortes de retracción* cuando se fijan a un solo diente, o *bucles de cierre* cuando unen dos segmentos del arco de alambre (fig. 9-31). La incorporación de resortes a un arco de alambre complica considerablemente la fabricación y el uso clínico de un aparato, pero elimina el problema de tener que predecir la resistencia al deslizamiento.

Métodos para controlar el anclaje

De todo lo expuesto previamente en el capítulo 8 sobre los aspectos biológicos del anclaje y en el comentario precedente sobre los efectos de la fricción y la fijación se deduce que se pueden utilizar diferentes estrategias potenciales para controlar el anclaje. Casi todos los métodos posibles tienen una aplicación real en ortodoncia clínica, y en todos ellos influye la magnitud de

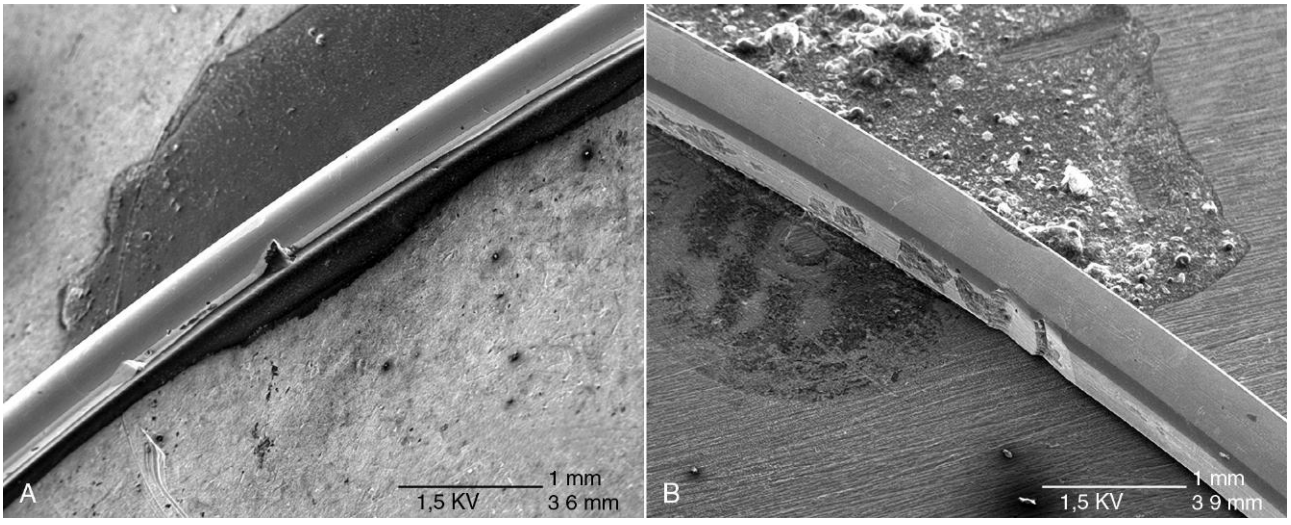


FIGURA 9-29 Imágenes obtenidas con el microscopio electrónico de barrido que muestran que el deslizamiento de un bracket a lo largo de un alambre (o de un alambre a través de un bracket) produce una deformación sorprendente de la superficie del alambre. **A.** Alambre de acero de 16 mil después de deslizarse por un bracket; obsérvese el importante desgarro que presenta el alambre. **B.** Alambre de acero de 21 × 25 tras el deslizamiento; se puede apreciar una serie de indentaciones. Cuando la esquina del bracket se engancha en zonas dañadas como estas, el diente detiene su movimiento hasta que la función masticatoria hace que se desprenda. (Por cortesía del Dr. Robert Kusy.)

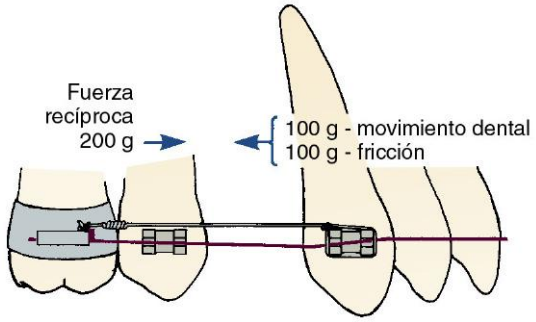


FIGURA 9-30 Para retraer un canino deslizándolo por un arco de alambre es necesario vencer una resistencia de magnitud desconocida, que se debe fundamentalmente a la fijación del alambre con los bordes del bracket. De los estudios realizados en el laboratorio se desprende la norma general de que la combinación de la fijación y la fricción equivale aproximadamente a la cantidad de fuerza necesaria para mover el diente; por consiguiente, se necesitaría aproximadamente una fuerza de 200 g para deslizar el canino por el alambre, y el anclaje posterior tendría que soportar esa cantidad de fuerza. En la práctica clínica, el control del anclaje plantea problemas debido a que se desconoce la verdadera resistencia al deslizamiento. Para garantizar el resultado clínico se añade una cantidad de fuerza bastante generosa, muy por encima de lo necesario para mover el diente, pero el exceso de fuerza incrementa el desplazamiento no deseado de los dientes de anclaje.

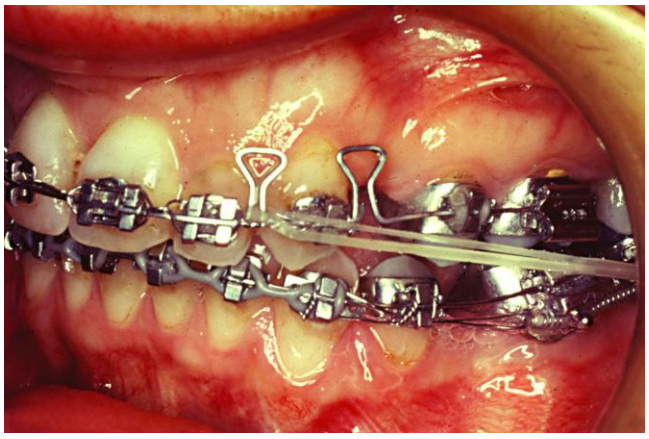


FIGURA 9-31 Se está utilizando un bucle de cierre para retraer los incisivos superiores, así como un resorte para deslizar los dientes inferiores por el arco de alambre de la arcada inferior. En este paciente de clase II, el bucle de cierre elimina la resistencia al deslizamiento como factor que pueda influir a la hora de mantener la posición de los dientes posteriores de la arcada superior, mientras que el cierre del espacio por deslizamiento en la arcada inferior y el elástico ligero de clase II ayudan a adelantar los dientes posteriores de la arcada inferior como parte del tratamiento para reducir el resalte.

la posible resistencia al deslizamiento que puedan encontrar. Consideremos estas estrategias con más detalle.

Refuerzo

El refuerzo que pueda necesitar un anclaje (añadiendo dientes a la unidad de anclaje) dependerá del movimiento dental que se desee. En la práctica, esto quiere decir que hay que determinar las necesidades de anclaje individuales en cada caso clínico. No obstante, una vez establecida la necesidad de un refuerzo, este suele

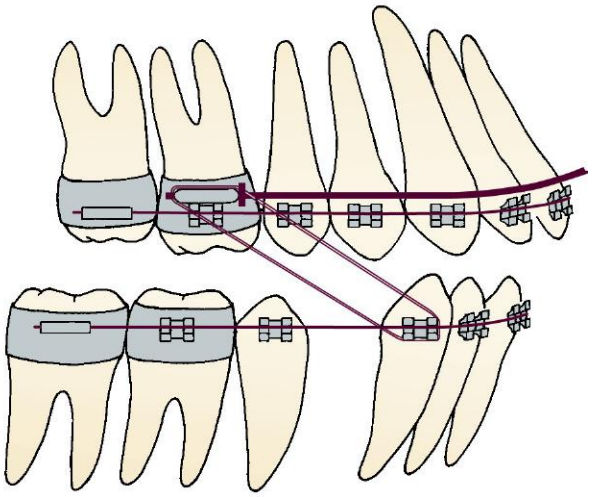


FIGURA 9-32 El anclaje puede reforzarse añadiendo más dientes del mismo arco a la unidad de anclaje, o tendiendo elásticos desde el arco contrario para conseguir el movimiento dental deseado, como el elástico intermaxilar que se representa en la figura. Se puede lograr un refuerzo adicional mediante una fuerza extraoral; por ejemplo, añadiendo un arco facial al molar superior para oponerse a la tracción anterior del elástico.

abarcar tantos dientes de la unidad de anclaje como sea posible. En el caso de un movimiento dental diferencial significativo, el cociente entre la superficie de LPD en la unidad de anclaje y en la unidad de movimiento dental debería ser como mínimo de 2:1 sin deslizamiento y de 4:1 con deslizamiento. Cualquier valor inferior producirá algo parecido a un movimiento recíproco, especialmente si no se controlan bien los niveles de fuerza.

Para reforzar satisfactoriamente el anclaje, puede que haya que añadir dientes del arco dental opuesto a la unidad de anclaje. Siguiendo con nuestro ejemplo del espacio de extracción de un premolar inferior, sería posible estabilizar todos los dientes del arco superior, de tal modo que solo se pudieran mover todos en masa, y seguidamente pasar un elástico desde el segmento posterior superior al anterior inferior, oponiendo de este modo el movimiento anterior de todo el arco superior al movimiento distal del segmento anterior inferior (fig. 9-32). Esta adición de todo el arco superior alteraría notablemente el equilibrio entre la retrusión de los dientes anteriores inferiores y el deslizamiento anterior de los dientes posteriores inferiores.

Este anclaje podría reforzarse todavía más, colocando al paciente un aparato extraoral (casquete) que ejerza una fuerza de tracción posterior sobre el arco superior. La fuerza de retrusión del casquete se disipa por los huesos de la bóveda craneal, y se añade la resistencia de estas estructuras a la unidad de anclaje. El único problema que plantea el refuerzo por fuera del arco dental es que los resortes de un arco proporcionan fuerzas constantes, mientras que los elásticos que van de un arco al otro suelen ser de tipo intermitente, y es probable que una fuerza oral sea todavía más intermitente. Aunque este factor de tiempo puede reducir significativamente el valor de los refuerzos extraorales y entre arcos dentales, ambos pueden tener bastante utilidad clínica.

Subdivisión del movimiento deseado

Una forma habitual de mejorar el control del anclaje consiste en oponer la resistencia de un grupo de dientes al movimiento

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

de uno solo, en lugar de dividir el arco dental en segmentos más o menos iguales. En nuestro ejemplo del espacio de extracción, sería perfectamente posible reducir la tensión sobre el anclaje posterior retrayendo el canino por separado, oponiendo su desplazamiento distal al movimiento mesial de todos los demás dientes del arco dental (fig. 9-33). Una vez retraído el canino, podríamos sumarlo a la unidad de anclaje posterior y retraer los incisivos. Este método tiene la ventaja de que la fuerza de reacción se disipa siempre sobre una gran superficie de LPD en la unidad de anclaje; pero solo si se mantiene una fuerza de retracción muy leve, tal como explicamos en el capítulo 8. Tendría el inconveniente de que el cierre del espacio en dos fases en lugar de una llevaría casi el doble de tiempo.

La subdivisión del movimiento dental mejora las condiciones del anclaje, independientemente de que se produzca deslizamiento y del lugar que ocupe el espacio de extracción en el arco dental. Si queremos deslizar hacia delante todos los dientes posteriores (en cuyo caso los dientes anteriores serán la unidad de anclaje), adelantarlos de uno en uno es el método más conservador. Por supuesto, al moverlos uno por uno con un asa provocaremos menos tensión sobre el anclaje que si los deslizamos uno por uno.

Inclinación/enderezamiento

Otra estrategia posible para controlar el anclaje consiste en inclinar los dientes y enderezarlos posteriormente, en lugar de moverlos en bloque. En nuestro ejemplo habitual del espacio de extracción, también serían necesarias dos fases en el tratamiento. En primer lugar, inclinaríamos distalmente los dientes anteriores, oponiéndolos al movimiento mesial en masa del segmento posterior (v. fig. 8-23). Permitiendo que los dientes se vayan inclinando al deslizarse por un arco de alambre podemos mantener un ángulo de contacto pequeño entre el alambre y el bracket, lo que limita la fijación y, por consiguiente, también la resistencia al deslizamiento. En una segunda etapa, enderezaríamos los dientes inclinados, desplazando distalmente las raíces de los caninos y torsionando lingualmente las de los incisivos, contando igualmente con el anclaje estacionario de los segmentos posteriores. Sería muy importante aplicar unas fuerzas lo más leves posible durante ambas etapas, de forma que los dientes del segmento posterior estuvieran siempre por debajo del límite óptimo de fuerzas y los dientes anteriores recibiesen las fuerzas idóneas.

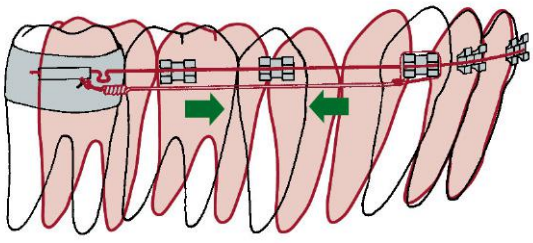


FIGURA 9-33 Es frecuente utilizar la retrusión del canino por sí mismo como primera fase de un cierre de espacios en dos tiempos para mantener el anclaje, sobre todo cuando se deslizan los dientes por un arco de alambre.

Control del anclaje durante el cierre de espacios

En este momento conviene analizar un caso de extracción relativamente característico: cuando es aconsejable cerrar el espacio de extracción un 60% retrayendo los dientes anteriores y un 40% adelantando los segmentos posteriores (fig. 9-34). Podríamos conseguir este resultado con cualquiera de estos tres métodos: 1) cerrando el espacio en un solo paso, sin deslizamiento (por medio de bucles de cierre, de manera que los dientes se muevan junto con los segmentos de alambre, en lugar de deslizarse por los mismos); 2) cerrando el espacio en dos pasos, deslizando el canino en bloque por el arco de alambre y retrayendo después los incisivos (como en la técnica original de Tweed), o 3) cerrando el espacio en dos pasos, inclinando primero el segmento anterior con algo de fricción, y enderezando después los dientes inclinados (como en la técnica de Begg). (V. una descripción detallada de estas técnicas en el capítulo 15.) Este ejemplo pone de manifiesto las consecuencias de la fijación y la fricción en la práctica clínica: la mayor tensión sobre el anclaje cuando los brackets se deslizan por un arco de alambre debe compensarse con un método más conservador para controlar el anclaje. Por consiguiente, el precio a pagar es una mayor duración del tratamiento. Aunque son más difíciles de fabricar y de manipular, los bucles de cierre permiten cerrar el mismo espacio en mucho menos tiempo.

Las diferentes estrategias para controlar el anclaje se asocian a determinados aparatos ortodóncicos; de hecho, en muchos casos van literalmente incorporados al aparato. A veces se denomina *filosofía de un aparato* al método utilizado para controlar el anclaje que va implícito en el diseño de dicho aparato y, bien mirado, no resulta un nombre tan extraño.

Anclaje esquelético

El anclaje esquelético se obtiene mediante implantes, mediante miniplacas unidas con tornillos al hueso basal del maxilar superior o inferior, o únicamente mediante un tornillo con un canal

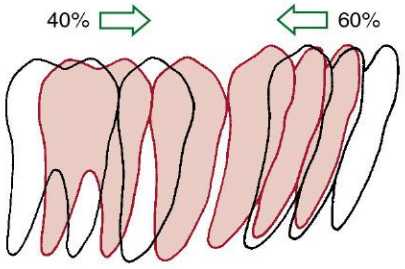


FIGURA 9-34 A menudo conviene cerrar el espacio de extracción de un premolar mediante un 60% de retrusión de los incisivos y un 40% de avance del molar y del segundo premolar. Este resultado puede conseguirse directamente de tres formas: 1) cerrando el espacio en un solo tiempo con un mecanismo sin deslizamiento (bucle de cierre); 2) cerrando el espacio en dos tiempos con mecanismos deslizantes, retrayendo el canino de forma individual y posteriormente los cuatro incisivos en un segundo tiempo (el método clásico de Tweed), o 3) en dos tiempos con inclinación distal del canino y de los incisivos en una primera fase, y el enderezamiento posterior de estos dientes (el método clásico de Begg). Pueden conseguirse buenos resultados clínicos con los tres métodos. Con los aparatos ortodóncicos adecuados, la resistencia al deslizamiento en el cierre de espacios se traduce en mayor prolongación del tratamiento, más que en merma en la calidad de los resultados.



FIGURA 9-35 Pueden colocarse anclajes óseos retenidos mediante tornillos o tornillos con una cabeza que se extiende hacia el interior de la boca en las arcadas maxilar y mandibular para proporcionar anclaje esquelético para los movimientos dentales. Este método hace posible realizar movimientos dentales que de otra manera serían imposibles. **A.** Colocación de los tornillos para sujetar un anclaje óseo en la mandíbula. **B.** Anclajes colocados bilateralmente. **C.** Colocación quirúrgica de un anclaje palatino. **D.** Anclaje (Straumann OrthoSystem) en posición. **E.** Arco lingual de estabilización unido al anclaje, en preparación para la retrusión de los incisivos superiores protruyentes. **F.** Remoción de una pequeña zona de mucosa sobre el lugar en el que se va a colocar un tornillo óseo en el proceso alveolar maxilar. **G.** Tornillo TOMAS con un alambre de estabilización tendido desde un canal en la cabeza del tornillo hasta el tubo para el molar del casquete, utilizado para impedir el movimiento del primer molar superior mientras se desplaza el segundo molar en sentido distal. (**C-E,** por cortesía de los Dres. S. Cunningham y P. Thomas; **F** y **G,** por cortesía del profesor A. Bumann.)

para fijar un resorte que vaya colocado en el proceso alveolar (fig. 9-35). En conjunto, estos sistemas reciben el nombre de *dispositivos de anclaje temporal* (DAT). Estos dispositivos se describen en el capítulo 10, y en los capítulos 14 a 18 se explica su uso para conseguir algunos movimientos dentales que resultaban muy difíciles o incluso imposibles anteriormente. Utilizando un anclaje esquelético diseñado correctamente, no existe ningún problema de que se mueva ningún diente que no se desea mover, aunque todavía hay que tener presente la resistencia al deslizamiento a la hora de calcular la cantidad de fuerza que hay que aplicar sobre los dientes que se vayan a mover.

SISTEMAS DE FUERZAS DETERMINADOS E INDETERMINADOS

Las leyes del equilibrio establecen que para cada fuerza existe una fuerza de reacción equivalente y opuesta, y que además la suma de los momentos alrededor de un punto arbitrario cualquiera es igual a cero. En otras palabras, los momentos y las fuerzas generados por un sistema ortodóncico deben estar equilibrados en los tres planos del espacio. Puede resultar muy difícil visualizar todo el sistema de fuerzas ortodóncicas cuando hay varios dientes

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

implicados, pero es muy fácil que se produzcan movimientos dentales imprevistos e indeseados si se pasa por alto algún componente importante del sistema.

Los sistemas de fuerzas pueden definirse como estáticamente *determinados,* lo que significa que se pueden discernir, medir y valorar fácilmente los momentos y las fuerzas, o *indeterminados.* Estos últimos son demasiado complejos y no permiten medir con exactitud todas las fuerzas y los momentos que intervienen en el equilibrio. Por lo general, solo es posible determinar la dirección de los momentos netos y las magnitudes aproximadas de las fuerzas netas.

Ello plantea más problemas en ortodoncia que en la mayoría de las aplicaciones de ingeniería, debido a que la acción eventual de un aparato de ortodoncia se ve afectado por la respuesta biológica. Por ejemplo, la amplitud del movimiento dental dependerá en gran medida de la magnitud de las fuerzas que actúen sobre los dientes de anclaje y los dientes que se quiere mover, y no solo de la diferencia entre esas fuerzas. Si la fuerza aplicada a los dientes de anclaje es bastante intensa y los desplaza hasta la meseta de la curva de presión-respuesta, se producirá un movimiento recíproco, a pesar de que exista una diferencia en las presiones del LPD (v. fig. 8-22). Asimismo, la posibilidad de que se produzca una intrusión de los incisivos o una extrusión de los dientes posteriores depende casi totalmente de la magnitud de las fuerzas de intrusión y de extrusión, no de su dirección o de la diferencia entre ellas. Por consiguiente, los sistemas de fuerzas determinados son especialmente ventajosos en ortodoncia cuando es necesario controlar la magnitud de las fuerzas para conseguir la respuesta biológica deseada.

A efectos prácticos, los sistemas determinados en ortodoncia son aquellos en los que se crea un par en un extremo de una fijación, y solo una fuerza (no un par) en el otro extremo (es decir, sistema de un par). Ello significa que un alambre que actuará como un resorte se puede insertar en un tubo o un bracket por un extremo, pero solo debe tener un punto de contacto por el extremo opuesto (fig. 9-36). Al fijar el alambre a un bracket por ambos extremos se crea un sistema de dos pares estáticamente indeterminado.

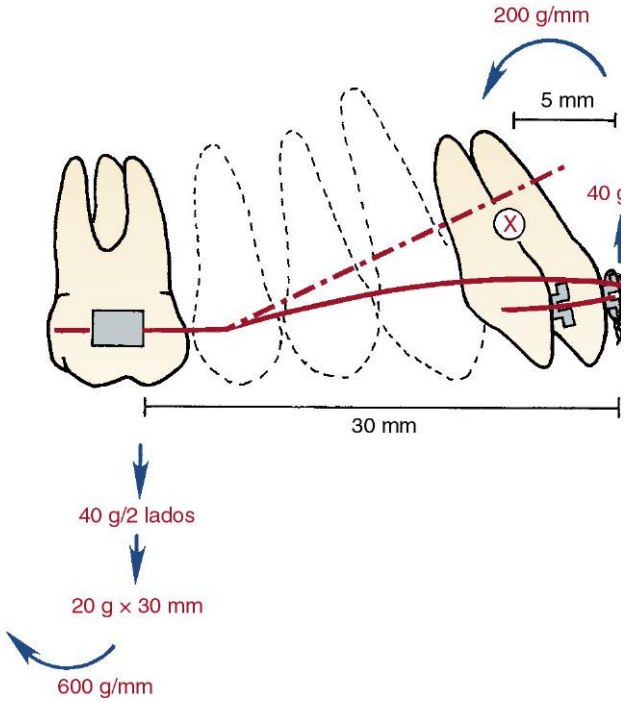


FIGURA 9-36 Un arco de intrusión de alambre rectangular, que encaja en un tubo rectangular sobre los molares y va ligado en un solo punto de contacto con el segmento incisivo, representa un buen ejemplo de sistema determinado de un par. Si se activa el arco de alambre haciéndolo bajar y ligándolo al segmento incisivo para que ejerza una fuerza de intrusión de 40 g (10 g por diente, 20 g por lado), y si la distancia entre el tubo del molar y el punto de fijación es de 30 mm, sobre cada molar actuará una fuerza de reacción extrusiva de 20 g y un momento de 600 g/mm, que inclinará distalmente la corona. En el segmento incisivo, la fuerza creará un momento de 200 g/mm, que hará rotar vestibularmente las coronas de los incisivos. Además, la fuerza de extrusión generará en cada molar un momento que hará rodar la corona en sentido lingual. Si el tubo bucal estuviera situado a 4 mm del centro de resistencia en dirección bucal, su magnitud sería de 80 g/mm.

Sistemas de un par

En la práctica ortodóncica pueden encontrarse sistemas de un par cuando se cumplen dos condiciones: 1) se coloca un resorte voladizo o un arco de alambre auxiliar en un bracket o un tubo. Generalmente, se fija a uno o varios dientes que forman parte de un segmento estabilizado (es decir, se está utilizando un anclaje reforzado), y 2) el otro extremo del resorte voladizo o el arco de alambre auxiliar está conectado a un diente o a un grupo de dientes que se van a mover, con un único punto de aplicación de la fuerza.[16]

Para analizar los dientes de la unidad de anclaje, se considera que la estabilización ha creado un único diente multirradicular de gran tamaño, con un solo centro de resistencia. Es importante unir con fuerza los dientes de una unidad de anclaje con un segmento de alambre estabilizador lo más rígido posible. Se unen a menudo los dientes posteriores de ambos lados con un arco lingual rígido, creando así un único segmento estabilizador posterior. Si se pretende mover más de un diente, también se debe unir el segmento a mover, de manera que los dientes formen una sola unidad.

Aplicaciones de los resortes voladizos

Los resortes voladizos se utilizan habitualmente para arrastrar hacia la arcada los dientes muy desplazados (impactados) (fig. 9-37). Estos resortes tienen la ventaja de un rango de acción muy amplio, de manera que la fuerza apenas disminuye según van desplazándose los dientes y se puede controlar muy bien la magnitud de la misma. No obstante, tienen dos inconvenientes: 1) como en cualquier aparato con un rango de acción muy amplio, los resortes voladizos no son seguros; si el paciente los deforma, es muy posible que induzcan un movimiento dental significativo en la dirección equivocada, y 2) el momento de la fuerza que actúa sobre un diente sin erupcionar hace rotar la corona lingualmente al intentar atraer el diente hacia el plano oclusal, un efecto indeseable si el diente ocupa ya una posición lingual respecto de su ubicación correcta (como sucede con la mayoría de los dientes que no han erupcionado). Aunque es posible añadir otra fuerza para resolver este problema, el sistema se complica rápidamente hasta el punto de que es muy difícil saber qué fuerzas y pares existen en cada momento. Si se fija el resorte voladizo a un bracket colocado en el diente sin erupcionar, de manera que se pueda crear un par que mejore el control, el sistema de fuerzas

se convierte en un sistema estáticamente indeterminado y ya no es posible conocer con exactitud la magnitud de las fuerzas.

Arcos auxiliares de intrusión/extrusión

Los sistemas de un par se utilizan sobre todo para la intrusión, en especial de los incisivos que han erupcionado en exceso. Con este objetivo, es esencial aplicar una fuerza muy leve sobre los dientes cuya intrusión se desea. Típicamente, un arco de intrusión utiliza un anclaje posterior (molar) contra dos o cuatro incisivos (fig. 9-38). Dado que la fuerza de intrusión debe ser muy leve, también lo será la fuerza de reacción contra los dientes de anclaje, muy inferior a las fuerzas necesarias para la extrusión y la inclinación, que constituirían los movimientos de reacción de los dientes de anclaje. La unión de los dientes mediante un arco lingual rígido previene la inclinación bucal de los molares. En los adultos también suelen sumarse los premolares a la unidad de anclaje.

Resultaría bastante sencillo activar un arco de alambre auxiliar si lo que se desea es la extrusión de los incisivos, no su intrusión. Sin embargo, esta maniobra rara vez se utiliza en la práctica clínica. No obstante, la fuerza necesaria para la extrusión es 4-5 veces mayor que la empleada para la intrusión, de manera que la fuerza de reacción contra los dientes de anclaje también sería superior y estos últimos serían menos estables. Y lo que quizá sea más importante, cuando se pretende la extrusión, no es tan crucial el control exacto de la magnitud de la fuerza, que es la principal ventaja de los sistemas de un par. Si el objetivo buscado es la extrusión, puede no merecer la pena la complejidad adicional de la estabilización de los segmentos y de un arco de alambre auxiliar.

Sistemas de dos pares

Arcos utilitarios para la intrusión

Una forma muy sencilla de conocer el efecto de cambiar de un sistema de un par determinado a otro de dos pares indeterminado consiste en observar el efecto que se produce al ligar un arco de

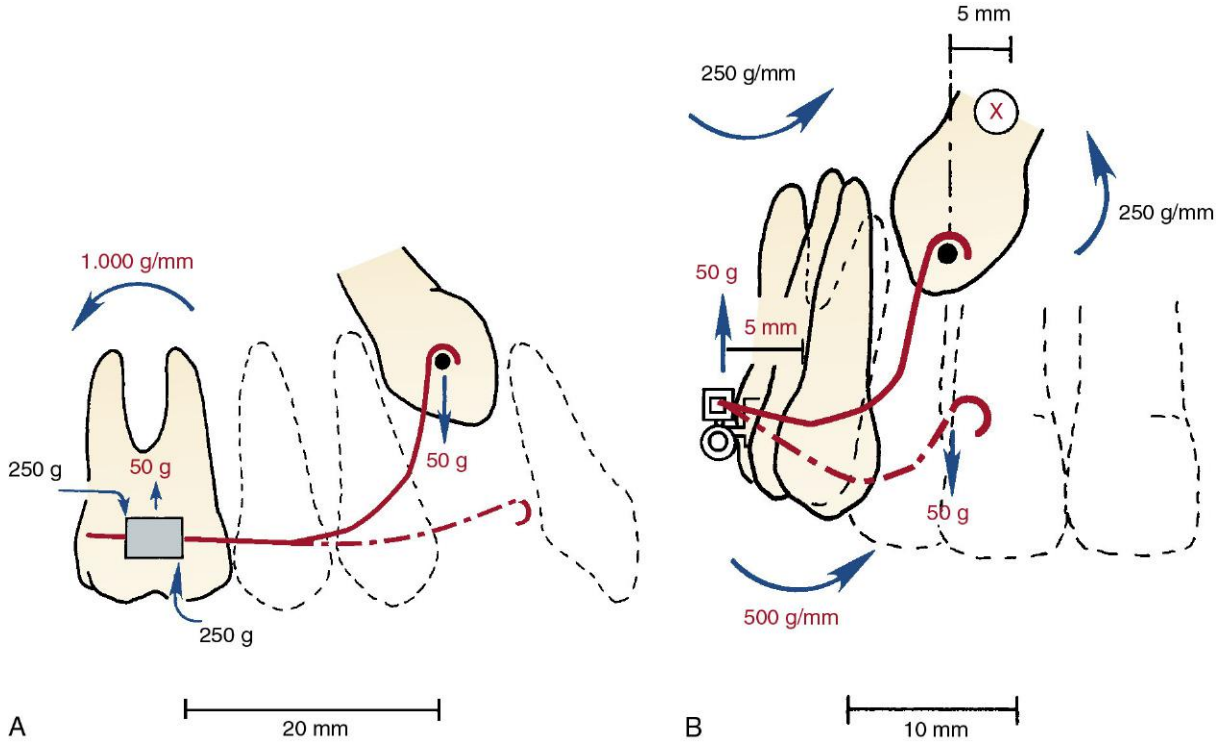


FIGURA 9-37 Un resorte en voladizo, fabricado con un alambre rectangular que encaja en un tubo (o un bracket) rectangular por un extremo y que está ligado a un punto de contacto por el otro, produce un sistema determinado de un par en el que se pueden conocer con exactitud las fuerzas y los momentos. **A.** Diagrama lateral del sistema de fuerzas creado por un resorte en voladizo para inducir la extrusión de un canino superior impactado. Si la distancia entre el tubo molar y un botón colocado sobre el canino al que se liga el resorte es de 20 mm, al aplicar una fuerza de extrusión de 50 g sobre el canino se crea una fuerza de intrusión de 50 g sobre el molar y también un momento de 1.000 g/mm, que hace rotar la corona del molar anteriormente alrededor de su centro de resistencia. Si el tubo del molar tiene una longitud de 4 mm, el momento se crearía con un par formado por una fuerza ascendente de 250 g en el extremo mesial del tubo y una fuerza descendente de 250 g sobre el extremo distal. **B.** Diagrama frontal del mismo sistema de fuerzas. Consideremos los momentos bucolinguales (de extrusión) creados por la fuerza sobre el molar y el canino. Si el centro de resistencia del canino se encuentra en una posición 5 mm lingual al botón de su corona, una fuerza de extrusión de 50 g crea un momento de 250 g/mm, que hace rotar la corona en el sentido lingual (un efecto por lo general indeseable). Si el centro de resistencia en el molar se encuentra en un punto 4 mm lingual al tubo de la superficie bucal, la fuerza de intrusión de 50 g genera un momento de 200 g/mm, que hace rotar la corona en sentido vestibular. No obstante, si el canino impactado se encuentra 10 mm lingual a la superficie bucal del molar, la activación del resorte también lo hace girar, creando un momento de torsión de 500 g/mm, rotando la corona del molar en sentido lingual. El resultado en el molar es un momento neto de 300 g/mm, que hace girar la corona del molar en sentido lingual y las raíces en sentido bucal. Si se ligara el resorte rectangular a un bracket colocado sobre el canino, se podría generar un momento para torcer su raíz en sentido vestibular, pero el sistema de dos pares resultante sería de tipo indeterminado, con lo cual ya no podrían conocerse con exactitud las fuerzas y los momentos.

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

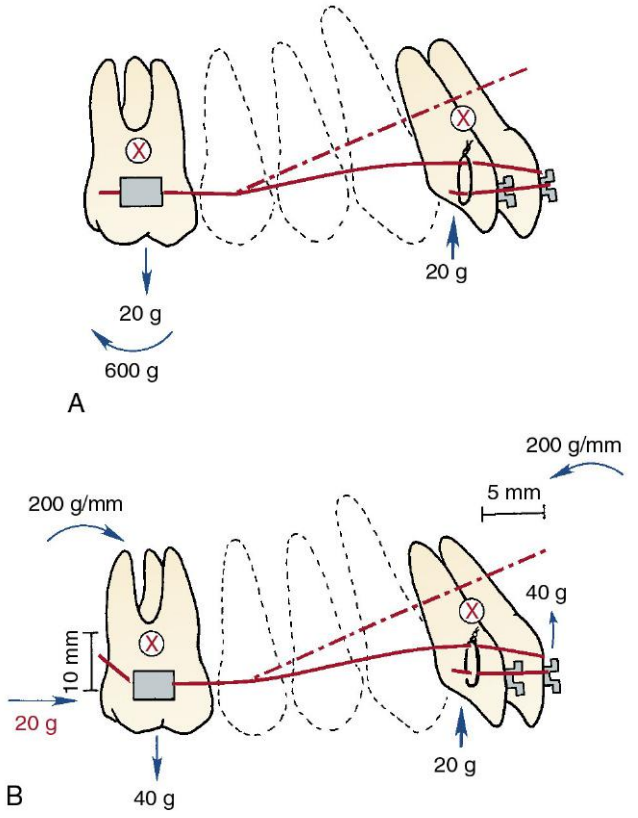


FIGURA 9-38 Dos factores que influyen en el efecto de un arco de intrusión son la relación entre el punto de aplicación de la fuerza y el centro de resistencia del segmento incisivo, y el hecho de que los incisivos tengan o no libertad para inclinarse en sentido vestibular durante su intrusión, o que sea o no necesario fijar el arco para producir una torsión radicular lingual. **A.** Un arco de intrusión puede ligarse a cualquier punto del segmento incisivo. Si se liga por detrás del bracket del incisivo lateral, la fuerza se aplica en línea con el centro de resistencia, y no se genera ningún momento que haga rotar los incisivos en sentido vestibulolingual. El efecto sobre el molar de anclaje sería el mismo que si el arco de intrusión se ligara a la línea media (v. fig. 9-36). **B.** Si se ligara el arco de intrusión a la línea media y se fijara de modo que no pudiera deslizarse anteriormente por el tubo del molar, el efecto sería una torsión radicular lingual de los incisivos durante su intrusión. Para alcanzar el equilibrio es necesario que las fuerzas y los momentos estén equilibrados, de manera que el momento sobre los incisivos quedaría compensado por un momento similar sobre los molares de anclaje. Cada uno recibiría un momento de 100 g/mm, que desplazaría mesialmente la corona, para lo cual se necesitaría una fuerza de 10 g en el punto distal del tubo del molar si la distancia del tubo al centro de resistencia del molar fuera de 10 mm.

intrusión a unos brackets en los incisivos, en vez de ligarlo a un contacto de un solo punto.[17] Este cambio se consigue con el arco utilitario, popularizado por Ricketts y recomendado para la intrusión de los incisivos. Se fabrica con alambre rectangular para que no se enrolle en los tubos molares, evita los caninos y los premolares y (a diferencia del arco de intrusión de un solo par) se liga a los brackets de los incisivos (es decir, es un arco de alambre de 2 × 4 fijado a dos molares y cuatro incisivos). El amplio espacio resultante proporciona unas propiedades excelentes de desviación de cargas, con lo cual pueden conseguirse las fuerzas de baja intensidad necesarias para la intrusión. Los arcos de intrusión de un solo par puedan tener un aspecto bastante parecido. Las diferencias surgen cuando se liga el arco utilitario a los brackets de los incisivos, y se crea un sistema de dos pares.

Una vez activado el arco utilitario para inducir la intrusión, el momento de fuerza intrusivo inclina las coronas en sentido vestibular (fig. 9-39). Es posible evitar la inclinación vestibular aplicando fuerza para retraer los incisivos, lo que genera un momento de dirección contraria. Para conseguirlo, se puede asegurar o fijar el arco utilitario de intrusión. Aunque la fuerza de retrusión podría ser muy leve, es probable que cualquier fuerza necesaria para desplazar mesialmente los dientes de anclaje sea indeseable.

Existe otra estrategia muy obvia para controlar la inclinación vestibular: retorcer el segmento anterior del arco utilitario para inducir la torsión lingual de los incisivos y acentuar la torsión al apretar el extremo del alambre en el tubo molar. Examinemos los efectos de esta maniobra (v. fig. 9-39, *B* y *C*). Uno de los efectos del par dentro del bracket es el incremento de la fuerza de intrusión sobre los incisivos, y también la fuerza de reacción extrusiva sobre los molares. Aunque se pueda asegurar que la magnitud de la fuerza de intrusión aumentará, es imposible saber cuánto. A menudo no es posible prever un aumento de la magnitud de las fuerzas de reacción a partir de ese cambio en el arco de alambre, aparentemente sin relación. El segundo problema consiste en que se desconoce la magnitud exacta de las fuerzas de reacción, lo que impide ajustar con precisión el arco de alambre, incluso cuando se puede prever el aumento. Ambos efectos ayudan a explicar el hecho de que los arcos utilitarios suelen producir una intrusión decepcionante de los incisivos, si se la compara con la extrusión de los molares.

Dobleces simétricos y asimétricos

Al insertar un alambre en dos brackets, las fuerzas del equilibrio siempre actúan sobre ambos. Para analizar esta situación podemos considerar dos grupos de dientes unidos para crear el equivalente a un único diente multirradicular como si hubiera solo un bracket para cada grupo. Existen tres posibilidades para incluir un doblez en el alambre con el objetivo de activarlo:

- Doblez en V simétrico, que crea pares iguales y opuestos en los brackets (fig. 9-40). Las fuerzas de equilibrio asociadas que se generan en cada bracket también son iguales y opuestas y, por consiguiente, se anulan entre sí. Un doblez en V asimétrico no debe situarse necesariamente entre dos dientes o dos grupos de dientes; lo importante es que genere pares equivalentes en ambos extremos. Estos pares dependen de la anchura y la alineación de los brackets, y por esta razón hay que extremar las precauciones cuando se colocan dobleces en V simétricos antes de que los dientes estén correctamente alineados. Por otra parte, diversos estudios han demostrado que si se va a colocar un doblez en V simétrico entre los dientes posteriores y anteriores, habrá que colocarlo más cerca del segmento posterior debido a la curvatura del arco de alambre. Por último, los pares equivalentes y opuestos tienen la ventaja de que no generan ninguna fuerza de reacción neta, aunque estos pares iguales no producirán un movimiento dental equivalente si el anclaje de una sección es mucho mayor que el de la otra.
- Doblez en V asimétrico, que crea pares desiguales y opuestos, y unas fuerzas netas en equilibrio que inducirían la intrusión de una unidad y la extrusión de la otra (fig. 9-41). Aunque no se puede saber con exactitud la magnitud de las fuerzas

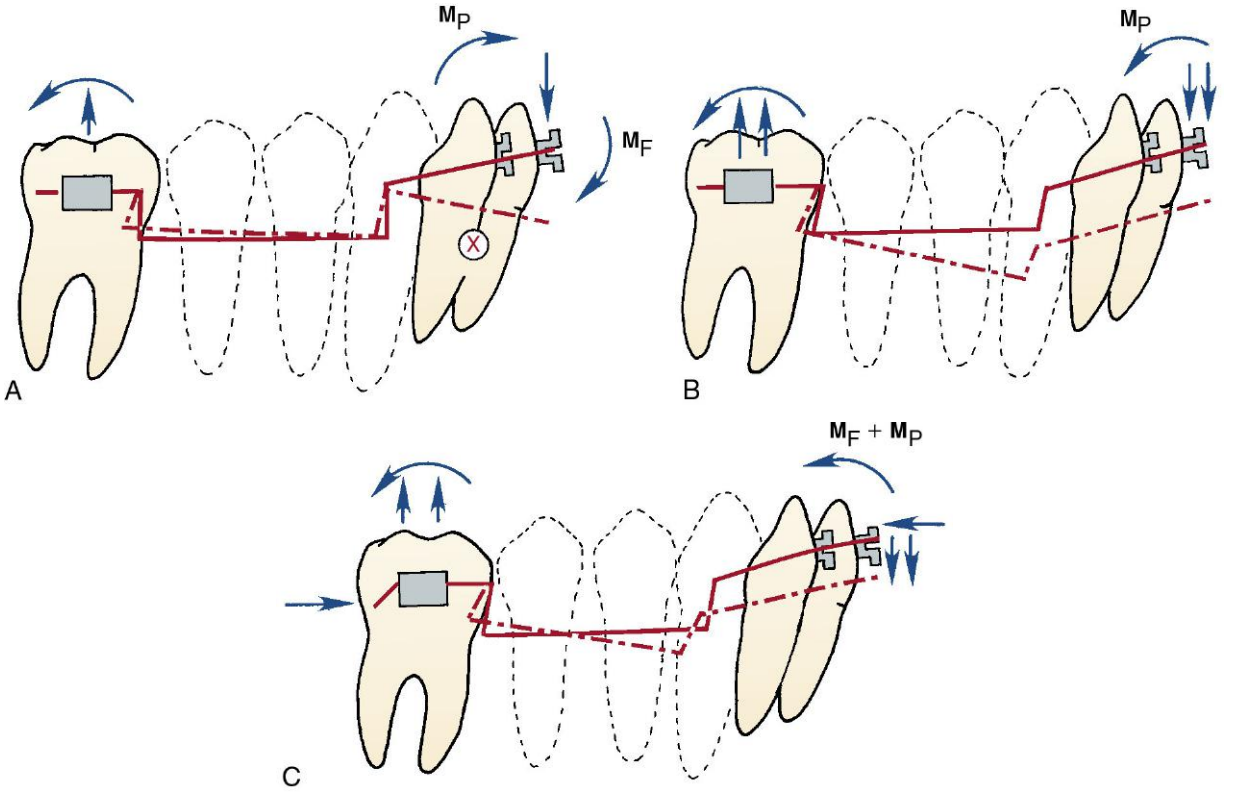


FIGURA 9-39 Un arco utilitario suele actuar como un arco de intrusión en una configuración de dos pares, que se consigue al inclinar el arco de intrusión rectangular dentro de los brackets de los incisivos. Tras efectuar esta maniobra, no es posible conocer la magnitud de las fuerzas y los pares, pero la activación inicial del arco debería suministrar unos 40 g sobre el segmento incisivo para la intrusión. **A.** La activación del arco utilitario mediante su colocación en los brackets genera la fuerza de intrusión, con una fuerza de reacción de la misma magnitud sobre el molar de anclaje y un par que inclina la corona distalmente. Se crea en los incisivos un momento que inclina las coronas en sentido vestibular (M_F), debido a la distancia recorrida por los brackets con respecto al centro de resistencia, y un momento adicional en la misma dirección por el par dentro del bracket (M_P) al variar la inclinación del alambre al introducirlo en los brackets. No se puede conocer el momento de este par, pero tiene gran importancia clínica porque influye en la magnitud de la fuerza de intrusión. **B.** Al colocar un bucle de torsión en el arco utilitario, se crea un momento para mover las coronas lingualmente, controlando la tendencia de los dientes a inclinarse vestibularmente durante su intrusión, pero también incrementa la magnitud de la fuerza de intrusión sobre el segmento incisivo y de la fuerza de extrusión y el par sobre el molar. **C.** La sujeción del arco utilitario crea una fuerza que mueve los incisivos lingualmente, y un momento de esta fuerza se opone al de la fuerza de intrusión. Se crea en el molar una fuerza que lo mueve mesialmente, así como un momento que lo inclina también mesialmente. Es difícil determinar cuál de los momentos prevalecerá, o si la fuerza de intrusión es la adecuada, en especial cuando existe todavía un bucle de torsión. Con este sistema de dos pares es muy fácil que las fuerzas verticales tengan una intensidad superior a la deseada y que modifiquen el equilibrio entre la intrusión de los incisivos y la extrusión de los molares. (Reproducido a partir de Davidovitch M, Rebellato J. Semin Orthod 1:25-30, 1995.)

implicadas (después de todo, es un sistema indeterminado), es posible determinar la magnitud relativa de los momentos y la dirección de las fuerzas de equilibrio asociadas. El bracket con mayor momento tenderá a rotar más que el que lo tenga menor, y ello indicará la dirección de las fuerzas de equilibrio. Colocando el segmento corto del alambre en el bracket es posible visualizar la dirección de las fuerzas de equilibrio. Al aproximarse el doblez a una de las dos unidades iguales, el momento aumenta en la unidad más cercana y disminuye en la más alejada, mientras aumentan las fuerzas de equilibrio.

- En la mayoría de los estudios sobre dobleces en V asimétricos se observa un punto en el que no se detecta ningún momento en el bracket distante, únicamente una sola fuerza. Cuando el doblez se acerca a un bracket a una distancia menor, los momentos en ambos brackets apuntan en la misma dirección, y aumentan aún más las fuerzas de equilibrio. Sin embargo, la posición de este punto varía según los diferentes estudios, desde un tercio de la distancia en el alambre a la imposibilidad de encontrarlo aunque se coloque el doblez justo junto a una unidad de anclaje. La dificultad para localizar este punto (y, por consiguiente, para predecir con seguridad el efecto que tendrá la inserción del doblez) es otra prueba de la importancia que tiene un análisis minucioso de lo que sucede en la práctica clínica para evitar efectos secundarios indeseables.
- Doblez en escalón, que crea dos pares en la misma dirección, independientemente de su posición entre los brackets (fig. 9-42). La posición de un doblez en V es una variable que influye de forma crucial en su efecto, pero la de un doblez en escalón apenas influye en la magnitud de los momentos o las fuerzas de equilibrio.

En la tabla 9-3 se muestra la relación general entre la posición de los dobleces y las fuerzas y los momentos. Con los dobleces en V, la fuerza aumenta constantemente al alejarse el acodamiento del centro. Con los dobleces en escalón, dado que los pares apuntan en la misma dirección, la fuerza es mayor que la que produciría un doblez en V simétrico.

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

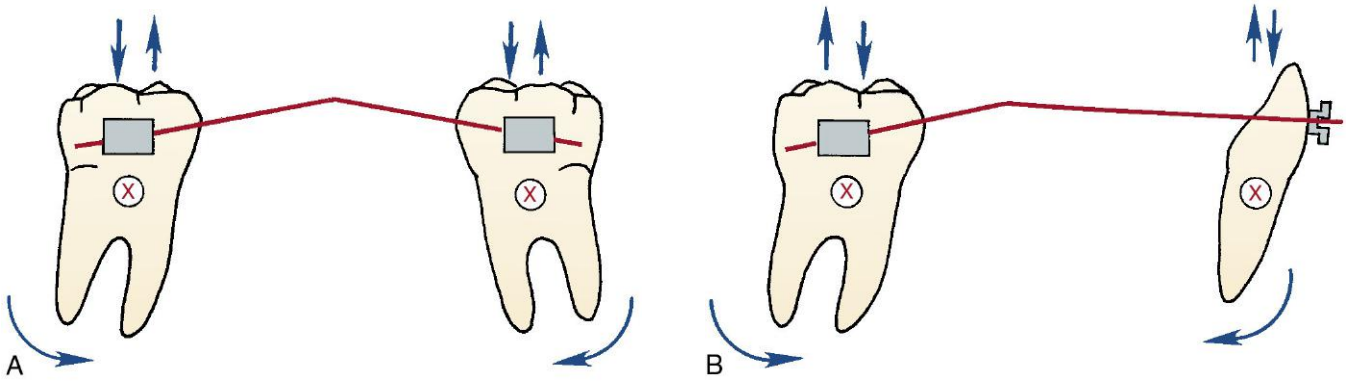


FIGURA 9-40 **A.** Cuando se sitúa un doblez en V simétrico en el punto medio entre dos unidades con la misma resistencia al movimiento, se crean momentos iguales y opuestos, y las fuerzas de intrusión/extrusión se anulan entre sí. **B.** Para crear pares iguales y opuestos entre dos unidades con distinta resistencia al movimiento, hay que desplazar el doblez en V hacia la unidad que oponga mayor resistencia, de modo que un doblez en V simétrico entre un incisivo y un molar se desviaría hacia el molar. Hay que conocer el valor aproximado de anclaje de los dientes o unidades de la arcada dental para calcular la posición adecuada de los dobleces en V simétricos o asimétricos.

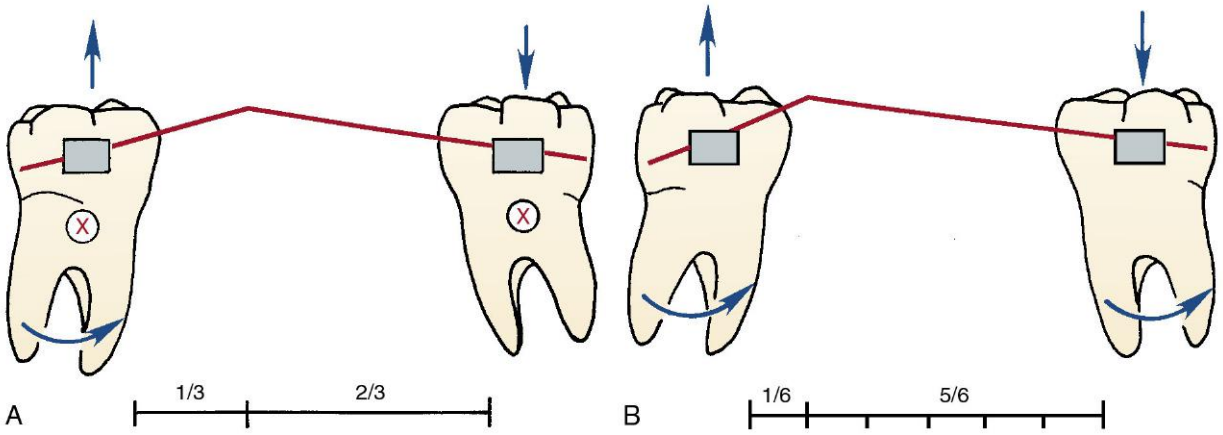


FIGURA 9-41 **A.** Un doblez en V asimétrico crea un momento mayor en un diente o unidad que en el otro. Al acercar el doblez a un diente, aumenta el momento sobre el mismo y disminuye el momento sobre el diente distante. Cuando el doblez se encuentra a un tercio de la distancia entre los brackets, el diente más alejado (a la derecha de la figura) solo soporta una fuerza, no un momento. **B.** Si el doblez se acerca a uno de los dientes a menos de un tercio de la separación, se crea sobre ambos dientes un momento de la misma dirección, en vez de momentos opuestos. Un doblez en V para colocar en paralelo las raíces de los dientes adyacentes no obtendría este resultado si el doblez se situara demasiado cerca de uno de los dientes.

Fuerzas y pares creados mediante dobleces entre brackets

En condiciones de laboratorio, pueden valorarse experimentalmente las fuerzas y los pares creados en un sistema de dos pares por los dobleces entre los brackets.[18] Con un alambre de acero de 16 mil y una distancia entre brackets de 7 mm (aprox. la que se podría encontrar entre unos incisivos centrales con brackets gemelos o entre los brackets de unos premolares y unos caninos estrechos), un doblez en escalón de solo 0,35 mm produciría fuerzas de intrusión/extrusión de 347 g y unos pares de 1.210 g/mm en la misma dirección (v. tabla 9-3). Con un doblez en escalón de 0,8 mm se produciría una deformación permanente del alambre. Dado que una fuerza de esta magnitud es excesiva para la intrusión, es evidente que prevalecerá la extrusión.

Las intensas fuerzas verticales producidas por lo que los ortodoncistas considerarían unos dobleces modestos en un arco de alambre ligero de acero de 16 mil explican el hecho de que la respuesta a los dobleces en escalón en los arcos de alambre continuos sea la extrusión. Un doblez en V asimétrico cuyo vértice se sitúe 0,35 mm por encima del plano de los brackets produce unos pares de 803 g/mm, sin fuerzas netas de intrusión/extrusión en la posición de un tercio de la distancia. En la posición de un sexto se generan fuerzas de intrusión/extrusión superiores a 900 g, con momentos muy grandes (v. tabla 9-3), de manera que en este caso el resultado también sería una extrusión, junto con desplazamiento de las raíces.

Los momentos y las fuerzas disminuyen considerablemente al aumentar la distancia entre los brackets. Por ejemplo, el mismo doblez en escalón de 0,35 mm que producía 347 g con una separación entre brackets de 7 mm, produce solo 43 g con una separación de 14 mm (que sigue siendo excesiva para la intrusión). Aunque se utilicen arcos de alambre flexibles, normalmente se necesita una separación entre brackets equivalente a la distancia del primer molar al incisivo lateral para obtener la pequeña fuerza necesaria para la intrusión (esta es la razón por la que los arcos de intrusión evitan los premolares y los caninos).

Cuando la separación es mayor, la posición de los dobleces en V no es tan importante. Con una separación entre brackets de

TABLA 9-3

Sistemas de fuerzas de los dobleces en V y en escalón

	Porcentaje de la distancia total hasta el bracket más próximo	Momento del diente lejano/momento del diente cercano	Condición general de fuerza	DATOS EXPERIMENTALES: ACERO DE 16, SEPARACIÓN DE 7 MM, DOBLEZ DE 0,35 MM	
				Fuerza (g)	Momento (g/mm)
Doblez en escalón					
	Todo	1	XX	347	1.210/1.210
Doblez en V					
	0,5	−1	Nula	0	803/803
	0,4	−0,3	X		
	0,33	0	XX		
	0,29			353	2.210/262
	0,2	0,3	XXX		
	0,14			937	4.840/1.720
	0,1	0,4	XXXX		

Tomado de Burstone CJ, Koenig HA. Am J Orthod Dentofac Orthop 93:59-67, 1988.
X-XX-XXX-XXXX indica los niveles relativos de fuerza generados en las distintas localizaciones del doblez en V.

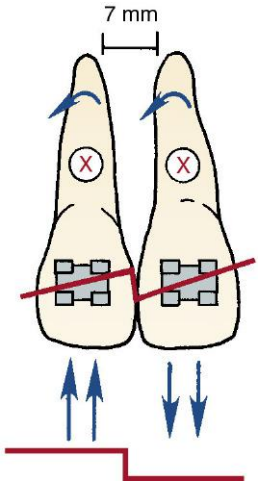


FIGURA 9-42 Un doblez en escalón entre dos dientes produce una fuerza de intrusión sobre un diente y una fuerza de extrusión sobre el otro, creando sendos pares en la misma dirección. A diferencia de los dobleces en V, la fuerza y los pares apenas varían cuando el doblez en escalón se aleja del punto medio.

7 mm, si se desplaza un doblez en V solo 1,2 mm de su posición centrada, quedaría en la posición de un tercio, que eliminaría totalmente el momento sobre el bracket distante. Con una separación de 21 mm, ese mismo error sería casi despreciable. Por consiguiente, es mucho más sencillo controlar los sistemas de dos pares cuando las distancias entre las fijaciones son relativamente amplias, como sucede cuando los alambres solo se unen a los molares y a los incisivos en una disposición de 2 × 4, o a segmentos posteriores y anteriores.

Un alambre de dos pares de 2 × 4 presenta una complejidad aún mayor, ya que se producen efectos tridimensionales cuando el alambre rodea la arcada desde los molares hasta los incisivos. Ello dificulta considerablemente el análisis de los dobleces de torsión. Utilizando un modelo de análisis finito, Isaacson et al. comprobaron que los principios generales del análisis bidimensional siguen teniendo validez al efectuar un análisis tridimensional.[19] Sin embargo, en un alambre de gran separación como un arco utilitario, un doblez en V en el molar produce un momento y unas fuerzas de equilibrio asociadas significativamente inferiores al mismo doblez en V situado a la misma distancia del segmento incisivo. Además, en el análisis 3-D no se produce la inversión de los momentos, de manera que tienen la misma dirección en el molar y el incisivo cuando el doblez en V se acerca más de un tercio de la distancia al molar o a los incisivos. La consecuencia es que el efecto de los arcos utilitarios con dobleces complejos es aún menos predecible.

Arcos de alambre de dos pares para modificar la inclinación de los incisivos

Un sistema de dos pares para modificar la inclinación de los incisivos puede servir para producir inclinación o torsión.[20] El cambio de la inclinación es el mismo para la inclinación o la torsión; la diferencia radica en que se mueva la corona o la raíz. Si se activa un alambre tendido entre los molares y los incisivos para hacer girar los incisivos sobre sus centros de resistencia, las coronas se moverán en dirección vestibular cuando el alambre pueda deslizarse libremente por el tubo del molar (fig. 9-43, *A*). En ocasiones, esto representa un buen sistema para inclinar vestibularmente los incisivos superiores para corregir una mordida cruzada anterior en la dentición mixta (v. capítulo 13).

Si se sujeta el alambre (v. fig. 9-43, *B*), el efecto será una torsión lingual de las raíces de los incisivos, y se creará una fuerza de reacción que moverá mesialmente los molares. También se producirán intrusión e inclinación lingual de los molares. Para la torsión radicular de los incisivos, el amplio rango de acción que proporciona un sistema de dos pares de 2 × 4 no representa necesariamente una ventaja, sobre todo cuando no hay nada para controlar los efectos laterales verticales sobre

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

los incisivos. En los pacientes con inclinación lingual de los incisivos centrales superiores (p. ej., en la maloclusión de clase II, división 2), pueden obtenerse mejores resultados con un arco de torsión de un par con todos los demás dientes como anclajes (fig. 9-44).

Correcciones de la mordida cruzada posterior: movimiento transversal de los dientes posteriores

Para tratar una mordida cruzada posterior dental que requiera expansión o constricción de los molares pueden utilizarse arcos de alambre de dos pares.[21] En este caso, el segmento anterior se convierte en el anclaje y lo que se busca es el movimiento de uno o ambos primeros molares (fig. 9-45). Es necesario incorporar los caninos al segmento de anclaje (es decir, se requiere un aparato de 2 × 6 en vez de uno de 2 × 4). También se necesita un alambre alargado que evite los molares para poder conseguir la magnitud de las fuerzas y el control de los momentos necesarios. Para corregir una mordida cruzada unilateral puede efectuarse una expansión o constricción asimétrica, y a menudo esta es la indicación para emplear este método. Como otras aplicaciones de los sistemas de dos pares, el amplio rango del aparato significa que es posible mover los dientes a una distancia considerable con una sola activación del mismo. Por supuesto, el inconveniente es que el sistema es muy inseguro.

Arcos linguales como sistemas de dos pares

Otro ejemplo de sistema de dos pares es un arco lingual transpalatino (o un arco lingual inferior que no toque los dientes anteriores).[22] Los arcos linguales suelen utilizarse para prevenir el movimiento dental, más que para inducirlo. Ya se ha comentado anteriormente la necesidad de emplear un arco lingual para estabilizar segmentos posteriores en muchas circunstancias. Cuando se utiliza un arco lingual para mover los dientes, se requieren propiedades elásticas, lo que significa que se precisa alambre de un tamaño o un material diferente para un arco lingual activo, no de estabilización. Independientemente del material del arco lingual y del tipo de fijación, su diseño de dos pares permite predecir el efecto de los dobleces en V simétricos y asimétricos, y en escalón. Conviene a menudo rotar los primeros molares superiores para desplazar vestibularmente la cúspide mesiobucal. Esto puede conseguirse en ambos lados con dobleces simétricos, o unilateralmente con un doblez asimétrico (fig. 9-46). La activación asimétrica tiende a rotar el molar por el lado más cercano al doblez y a moverlo mesialmente, mientras que el molar del lado contrario se desplaza distalmente.

Es muy tentador pensar que con este tipo de activación del arco lingual transpalatino siempre se consigue un movimiento distal neto de los molares superiores, y se ha sugerido que es posible distalizar un molar y rotar el otro, y a continuación invertir el proceso

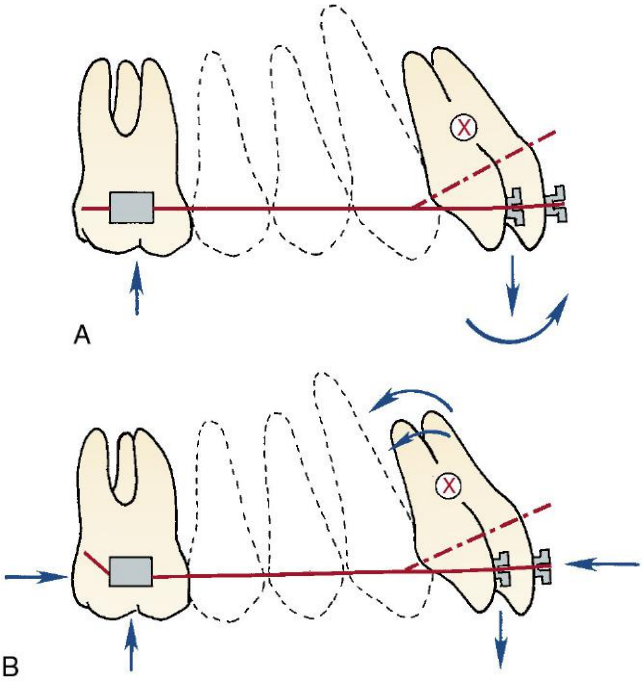


FIGURA 9-43 Un doblez en V asimétrico en un alambre rectangular, tendido entre los primeros molares y el segmento incisivo, produce un momento que hace rotar los incisivos en sentido vestibulolingual, con una fuerza de intrusión, pero sin momento sobre los molares, y una fuerza de extrusión sobre los incisivos. **A.** Si el arco de alambre se puede deslizar libremente por el tubo molar, el resultado es la inclinación anterior y la extrusión de los incisivos. En ocasiones, este es un efecto deseable para corregir una mordida cruzada anterior en la dentición mixta. **B.** Si se ciñe el arco de alambre por detrás del molar para que no se pueda deslizar, el efecto conseguido es la torsión radicular lingual y la extrusión de los incisivos, así como una fuerza mesial sobre los molares.

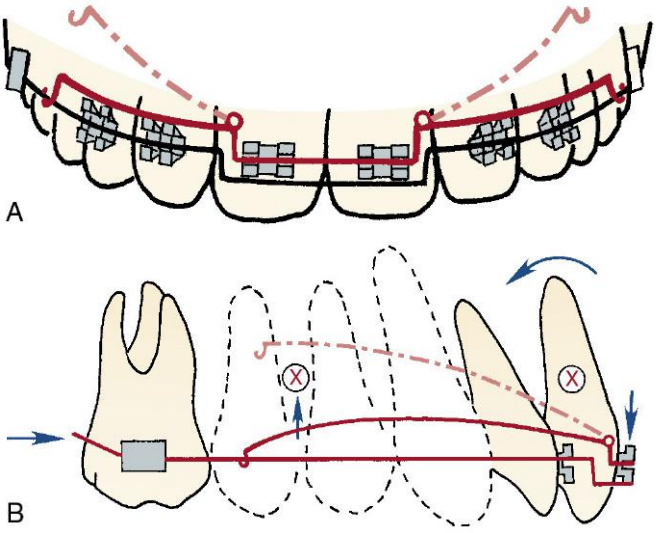


FIGURA 9-44 Para conseguir la torsión de unos incisivos centrales superiores muy enderezados (p. ej., en una maloclusión de clase II, división 2) puede ser muy eficaz un arco de torsión de un par diseñado por Burstone. **A.** Se coloca un arco estabilizador grueso sobre todos los dientes, excepto los incisivos centrales, moldeado de tal forma que pase por debajo de los brackets de los incisivos centrales y contacte con la superficie de los mismos, y se sujeta a los molares. A continuación, se liga un alambre a los brackets de los incisivos centrales y se activa doblándolo hacia abajo y enganchándolo entre el primer y el segundo molar, para producir el momento deseado. **B.** Dado que el arco de alambre estabilizador impide la inclinación vestibular y la extrusión de los incisivos centrales, el resultado es una torsión lingual con una fuerza óptima en un rango muy amplio. La fuerza de reacción que induce la intrusión de los demás dientes y los desplaza anteriormente se distribuye por los dientes restantes, limitando la reacción.

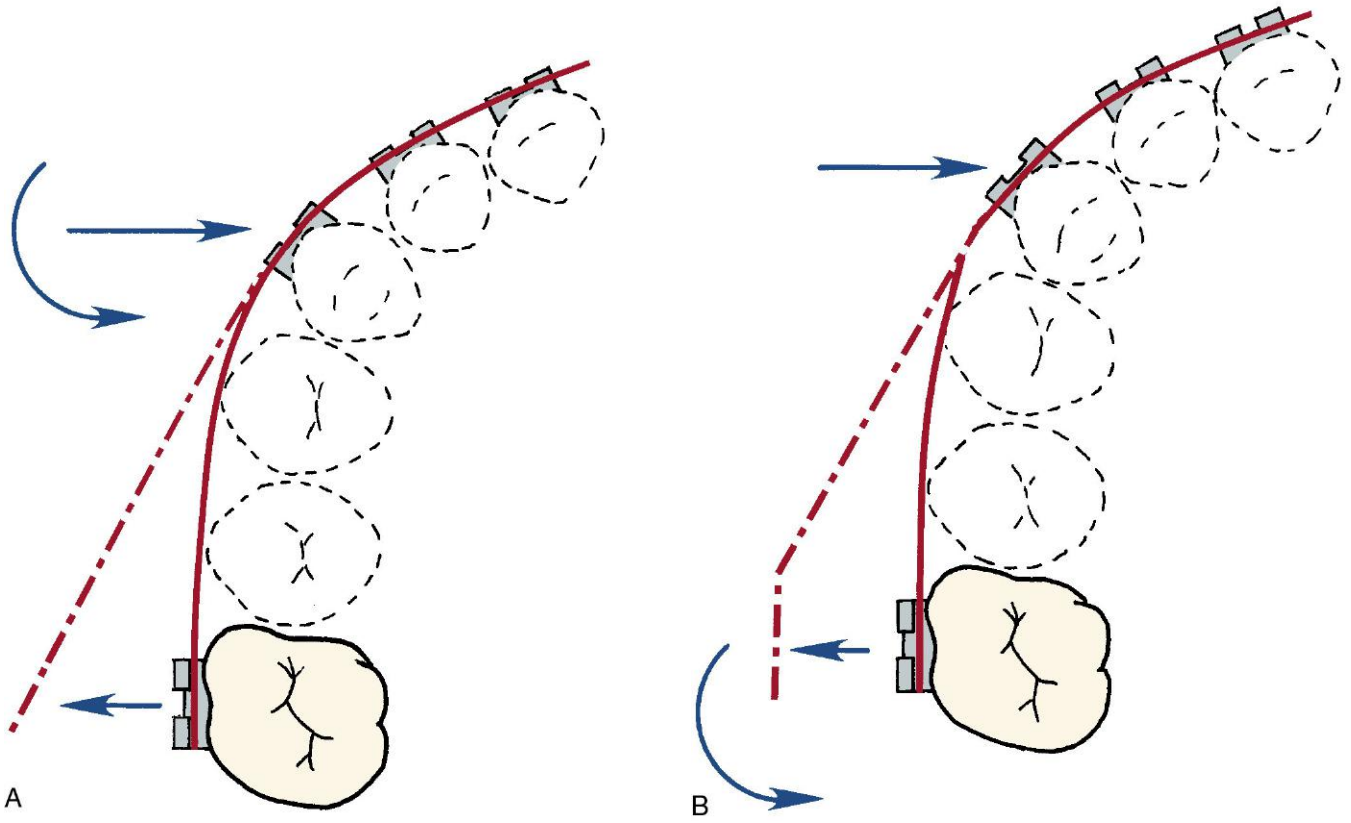


FIGURA 9-45 Se puede utilizar un aparato de 2 × 6 para producir un movimiento transversal de los primeros molares permanentes. En estas circunstancias, el segmento anterior se convierte en el anclaje, y es importante añadir los caninos a la unidad de anclaje, si bien no es posible ligar los molares al arco de alambre sin anular su eficacia. Se requiere una gran separación entre el canino y el molar para producir la fuerza y los momentos deseados en este sistema de dos pares. **A.** Un doblez exterior unos milímetros por detrás del bracket del canino induce sobre todo expansión del molar, sin apenas rotación (con segmentos desiguales, esto aproxima la posición de un tercio entre las unidades del sistema de dos pares). **B.** Un doblez exterior por detrás del canino, combinado con un doblez convergente en el molar, induce expansión y rotación externa mesial del molar. (Reproducido a partir de Rebellato J. Semin Orthod 1:37-43, 1995.)

haciendo recular ambos dientes. Sin embargo, la experiencia nos demuestra que es poco probable conseguir un movimiento distal significativo más allá de la rotación de las cúspides bucales; el movimiento mesial del molar de anclaje es totalmente factible y de hecho bastante probable.[23]

También es posible activar un arco lingual para torcer las raíces en sentido vestibular o lingual (fig. 9-47). La torsión simétrica al expandir los molares produce un movimiento en bloque, más que una inclinación. Una posibilidad muy interesante para tratar la mordida cruzada unilateral consiste en utilizar un arco lingual con torsión radicular bucal (torsión coronal lingual) en un lado, y con inclinación bucal en el otro. Como Ingervall et al. demostraron de manera bastante convincente, es posible lograr una expansión significativa en el lado de la inclinación, quizá con mayor eficacia, si se convierte el aparato en un dispositivo de un par, colocando un alambre redondo (en vez de rectangular) en el bracket del lado de la inclinación.[24]

Una aplicación algo inusual del arco lingual sería la inclinación distal de un molar para enderezarlo. Por supuesto, lo recíproco sería la inclinación mesial del molar opuesto. Para esta activación habría que retorcer el alambre lingual. La posición de esta torcedura no es crucial. Los momentos relativos sobre los molares serán iguales y opuestos, independientemente de dónde se realice la torcedura.

Mecánica de arcos segmentados

Es preferible considerar lo que a menudo recibe el nombre de mecánica de arcos segmentados como un método organizado para utilizar sistemas de uno y dos pares para la mayoría de los movimientos dentales, de manera que un análisis técnico pueda ofrecer un cálculo aproximado de las fuerzas y los momentos. Esto nos permitiría utilizar fuerzas de magnitud más favorables y posiblemente conseguir un mejor control. En esencia, el sistema de arcos segmentados se basa en la formación de unidades de dientes perfectamente delimitadas, para poder definir claramente los segmentos de anclaje y de movimiento. Para conseguir el movimiento dental deseado se emplean resortes voladizos allí donde es posible, con el objeto de aprovechar la precisión del sistema de un par, o se utilizan sistemas de dos pares, mediante los cuales es posible conocer por lo menos los momentos netos y la dirección de las fuerzas de equilibrio (lo que es imposible con el sistema de fuerzas de pares múltiples creados con un arco continuo de alambre rectangular ligado a brackets en todos los dientes de una arcada dental).

En el tratamiento con arcos segmentados se utilizan arcos linguales para la estabilización en un gran número de pacientes, y también suelen emplearse rutinariamente segmentos de alambre estabilizadores en los brackets de los dientes que forman las unidades de anclaje. Por supuesto, los requisitos para la estabilización

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

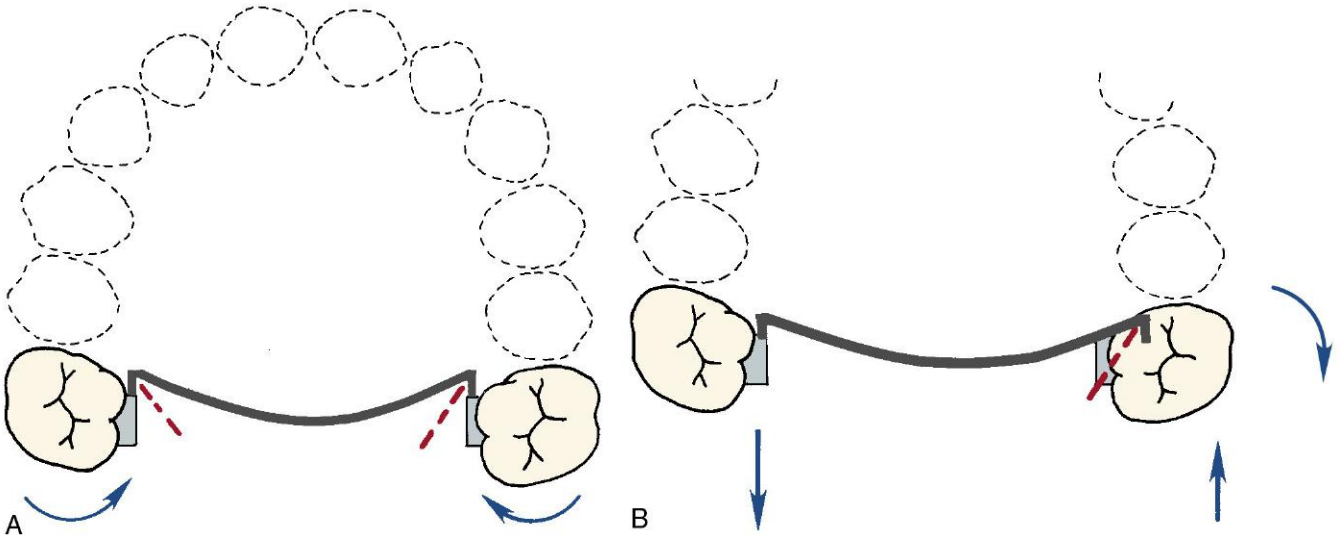


FIGURA 9-46 **A.** Unos dobleces convergentes bilaterales en los primeros molares crean pares iguales y opuestos, de manera que las fuerzas mesiodistales se anulan y los dientes rotan hasta que sus cúspides mesiobucales quedan en posición vestibular. Este tipo de rotación suele ser deseable cuando se ha perdido espacio en la arcada superior o existe una relación molar de clase II, aunque para conseguirla se requiere un arco lingual flexible en vez de uno rígido. **B.** Un doblez convergente unilateral hace rotar el molar hacia el lado del doblez, creando una fuerza que mueve distalmente el otro molar. Aunque el contacto con los otros dientes limita el movimiento mesial del molar en el lado del doblez, se puede producir dicho movimiento. A pesar de que algunos autores sostienen que dobleces de este tipo primero en un lado y después en el otro inducen la distalización neta de los molares, es poco probable que se produzca un movimiento distal significativo de ambos dientes.

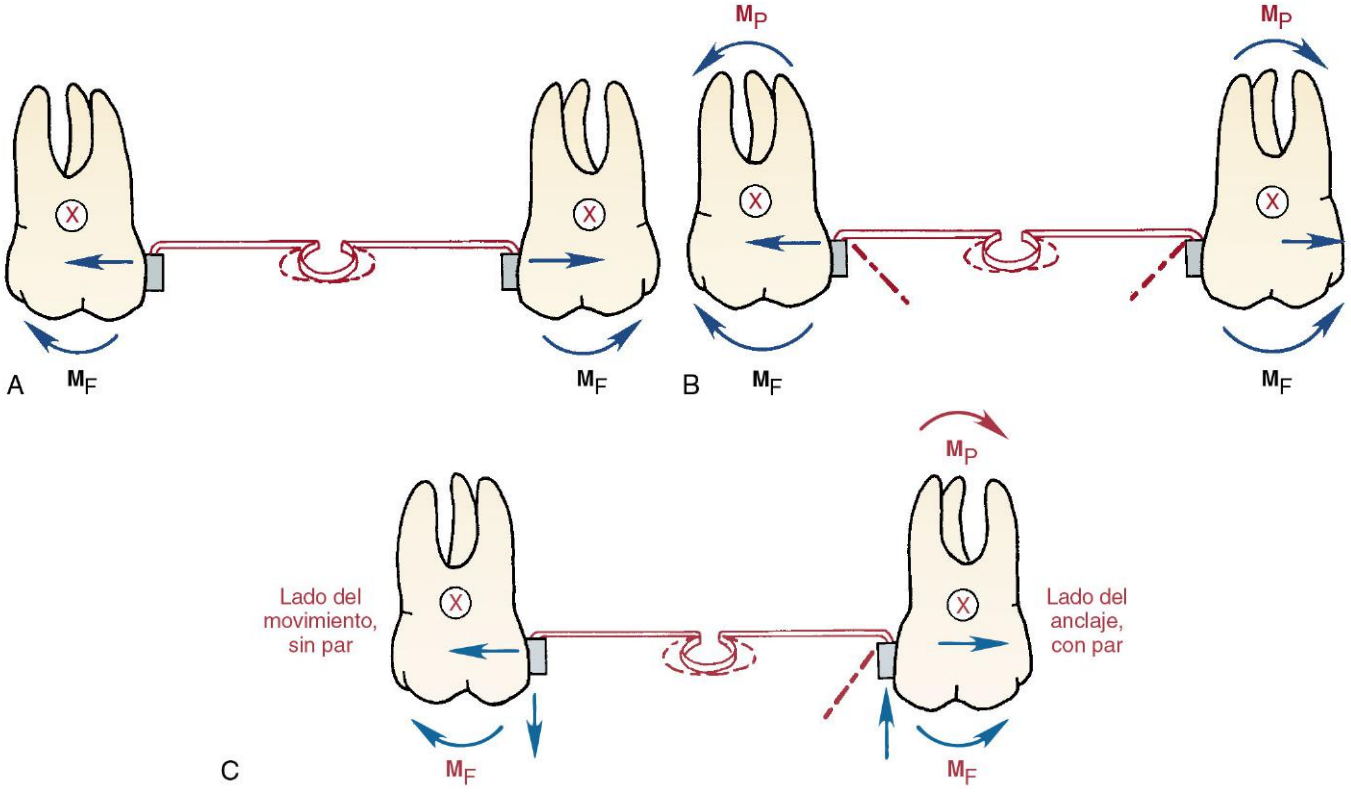


FIGURA 9-47 **A.** Puede conseguirse una expansión bilateral de los molares mediante la expansión de un arco palatino, que se suele obtener abriendo un bucle en la zona mesopalatina. El momento de la fuerza de expansión inclina las coronas en sentido vestibular. **B.** Si se prepara una vuelta en el alambre, se crea un momento que induce la torsión vestibular de las raíces. Para conseguirlo, el momento del par debe ser mayor que el de la fuerza. A no ser que se utilice un alambre flexible para el arco lingual, puede haber problemas para insertar el arco lingual activado con suficiente vuelta para producir la torsión deseada. **C.** Se puede utilizar una vuelta en el alambre de un lado para crear un anclaje estacionario de cara a inclinar vestibularmente el molar opuesto. Esto resulta especialmente eficaz si el alambre es redondeado en el lado del movimiento, de manera que se forme un sistema de un par (en vez de uno de dos pares) en el plano vestibulolingual. (**A** y **B,** reproducidos a partir de Rebellato J. Semin Orthod 1:44-54, 1995; **C,** modificado de Ingervall B, et al. Am J Orthod Dentofac Orthop 107:418-425, 1995.)

son justo los opuestos a los del movimiento dental: conviene utilizar los alambres más gruesos y rígidos que existan. Por esta razón, en el tratamiento de arcos segmentados se suele recurrir al aparato lateral de ranuras del 22. Los alambres usados para los segmentos estabilizadores suelen ser de acero inoxidable de 21 × 25, que son demasiado rígidos para el movimiento dental. Los arcos linguales estabilizadores solían ser de acero de 36, soldados a las bandas molares o con extremos doblados que encajaban en unas vainas rectangulares.

Para un tratamiento típico con arcos segmentados habría que alinear en primer lugar los segmentos anteriores y posteriores, crear los segmentos de anclaje y de movimiento dental adecuados, efectuar una nivelación vertical utilizando la intrusión o la extrusión según las necesidades, cerrar espacios mediante el movimiento diferencial de los segmentos anteriores y posteriores, y tal vez utilizar arcos auxiliares de torsión. En esta técnica casi siempre se evita el deslizamiento de los arcos de alambres por los brackets, ya que la resistencia al deslizamiento dificulta el control del anclaje e introduce inexactitudes en el cálculo de la magnitud de las fuerzas necesarias. Los arcos de alambre continuos, en especial de alambres rectangulares, se reservarían para las fases finales del tratamiento, en las cuales se requieren movimientos pequeños, pero muy precisos.

El método de los arcos segmentados tiene la ventaja de permitir un gran control y movimientos que serían imposibles con los de alambres continuos. Sus inconvenientes son la mayor complejidad del aparato ortodóncico y el mayor tiempo que necesita el odontólogo para instalarlo, ajustarlo y mantenerlo. Es una paradoja curiosa que al simplificar la ingeniería del aparato, permitiendo en la medida de lo posible aplicar sistemas de uno y dos pares, dicho aparato se vuelve más complicado en vez de simplificarse.

Un ejemplo excelente del sistema de arcos segmentados es el diseño de un aparato para inducir simultáneamente la retrusión y la intrusión de unos incisivos centrales superiores protruyentes. Esto es difícil de conseguir, debido a que la inclinación lingual de los incisivos tiende a hacer bajar la corona mientras el diente rota sobre su centro de resistencia. Hay que lograr la intrusión del ápice radicular para mantener la corona en la misma relación vertical con el labio y los demás dientes. Este problema puede resolverse creando segmentos anteriores y posteriores, utilizando una barra rígida para desplazar el punto de aplicación de la fuerza hasta una posición distal al centro de resistencia del segmento incisivo, o aplicando fuerzas de intrusión y retrusión separadas (fig. 9-48).[25] Pero esto puede conseguirse más fácilmente en la actualidad utilizando DAT como los que se muestran en el capítulo 15. El anclaje esquelético presenta la capacidad de reemplazar muchas de las aplicaciones más complejas del tratamiento con arcos segmentados.

El método segmentado más complejo implica otras dos posibles ventajas que deben tenerse en cuenta. En primer lugar, incluso con la ingeniería más cuidadosa, se puede omitir algún aspecto a la hora de determinar el resultado más probable. La aplicación de la teoría mecánica a la ortodoncia es bastante imperfecta, y el uso de un determinado sistema de fuerzas en un paciente puede no producir el resultado esperado.

En segundo lugar, la mayoría de los mecanismos de arco segmentado apenas incluyen dispositivos para controlar la distancia a la que se pueden desplazar los dientes si algo falla. Si unos resaltes calibrados con exactitud y con un rango de acción muy amplio encuentran algo que los distorsione (p. ej., una barra de caramelo pegajosa), pueden surgir problemas importantes. La eficacia mecánica de un aparato segmentado puede representar una ventaja o un inconveniente.

Mecánica de arco continuo

Es prácticamente imposible analizar los efectos de un arco de alambre continuo, es decir, conectado a los brackets de todos los dientes. Todo lo que se puede decir es que se establece un sistema de fuerzas de pares múltiples extremadamente complejo al fijar el alambre en su posición. El resultado inicial es un pequeño movimiento de un solo diente. En ese mismo momento, cambia el sistema de fuerzas y el nuevo sistema induce un pequeño movimiento en otro diente (o un movimiento diferente en el mismo). En cualquier caso, el resultado es otro sistema de fuerzas también muy complejo, que induce otro movimiento y provoca otro cambio en el sistema, y así sucesivamente. En ocasiones, el movimiento dental ortodóncico se concibe como una transición lenta y suave de los dientes de una situación a otra. Si se analizan los sistemas de fuerza implicados (en especial los de los mecanismos de arco continuo), es evidente que esto está muy lejos de la realidad. Si fuera posible obtener fotografías secuenciales de los dientes cambiando de posición, se apreciaría seguramente «el baile de los dientes» que produce sucesivamente efectos variados, según se van formando y cambiando los sistemas de fuerzas; recientemente Hayashi ha puesto de manifiesto este tipo de movimiento.[26] Es una suerte que un arco de alambre continuo no permita, por lo general, que los dientes se alejen demasiado del punto final deseado.

El método de arcos continuos tiene exactamente las ventajas y los inconvenientes opuestos a los de los arcos segmentados. En el tratamiento con un arco continuo no están tan claramente definidos las fuerzas y los momentos que se generan en cada instante, y ciertamente no resulta tan elegante desde el punto de vista de la ingeniería. No obstante, los arcos de alambre continuos suelen precisar menos tiempo, ya que son más fáciles de fabricar y de instalar, y poseen además unas características de seguridad excelentes en la mayoría de las aplicaciones. En la ortodoncia actual, el odontólogo debe valorar a menudo la conveniencia de

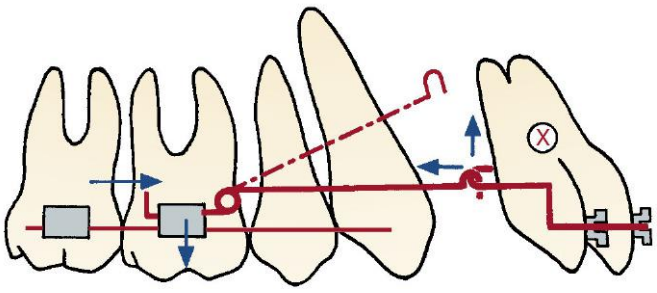


FIGURA 9-48 Con un arco segmentado es posible conseguir al mismo tiempo la retrusión y la intrusión de un segmento anterior. Se puede extender hacia atrás una barra rígida colocada en el segmento anterior para que el punto de aplicación de la fuerza de intrusión coincida con el centro de resistencia del segmento incisivo o quede distal al mismo. Si se utiliza un resorte voladizo para aplicar una fuerza de intrusión en ese punto, es posible superar la tendencia de la fuerza de retrusión a elongar el segmento anterior. (Reproducido a partir de Shroff B, et al. Angle Orthod 67: 455-462, 1997.)

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

utilizar arcos segmentados o continuos para resolver problemas específicos. A quienes suelen emplear el sistema segmentado, algunas aplicaciones de los arcos continuos les pueden simplificar la vida. Y aquellos que utilizan fundamentalmente arcos continuos, a veces deben usar arcos segmentados para alcanzar objetivos concretos. Literalmente, es necesario sopesar los beneficios con los costes (tiempo) y los riesgos, y después elegir.

En el capítulo 10 se comenta el desarrollo de los actuales aparatos fijos y sus características. En los capítulos 14 a 18 se analizan con más detalle las aplicaciones clínicas de los principios mecánicos revisados en este capítulo, y se incluye información adicional sobre el uso de métodos específicos de tratamiento.

Bibliografía

1. Gurgel J, Kerr S, Powers JM, et al. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. Am J Orthod Dentofac Orthop 120:378-382, 2001.
2. Miura F, Mogi M, Okamoto Y. New application of superelastic NiTi rectangular wire. J Clin Orthod 24:544-548, 1990.
3. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante LA, et al. Force levels of fiber-reinforced composites and orthodontic stainless steel wires: a 3-point bending test. Am J Orthod Dentofac Orthop 133:410-413, 2008.
4. Kusy RP. On the use of nomograms to determine the elastic property ratios of orthodontic archwires. Am J Orthod 83:374-381, 1983.
5. Adams DM, Powers JM, Asgar K. Effects of brackets and ties on stiffness of an arch wire. Am J Orthod Dentofac Orthop 91:131-136, 1987.
6. Josell SD, Leiss JB, Rekow ED. Force degradation in elastomeric chains. Semin Orthod 3:189-197, 1997.
7. Darendeliler MA, Darendeliler A, Mandurino M. Clinical application of magnets in orthodontics and biological implications: a review. Eur J Orthod 19:431-442, 1997.
8. Linder-Aronson A, Lindskog S, Rygh P. Orthodontic magnets: effects on gingival epithelium and alveolar bone in monkeys. Eur J Orthod 14:255-263, 1992.
9. Jastrzebski ZD. The Nature and Properties of Engineering Materials. 3rd ed. New York: Wiley; 1987.
10. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. J Biomech 23:913-925, 1990.
11. Kusy RP, Whitley JQ, Gurgel J. Comparisons of surface roughnesses and sliding resistances of 6 titanium-based or TMA-type archwires. Am J Orthod Dentofac Orthop 126:589-603, 2004.
12. Saunders CR, Kusy RP. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop 106:76-87, 1994.
13. Kusy RP, Whitley JQ. Assessment of second-order clearances between orthodontic archwires and bracket slots via the critical contact angle for binding. Angle Orthod 69:71-80, 1999.
14. Articolo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. Am J Orthod Dentofac Ortho 115:39-51, 1999.
15. Burrow SJ. Canine retraction rate with self-ligating brackets vs conventional edgewise brackets. Angle Orthod 80:438-445, 2010.
16. Lindauer SJ, Isaacson RJ. One-couple systems. Semin Orthod 1:12-24, 1995.
17. Davidovitch M, Rebellato J. Utility arches: a two-couple intrusion system. Semin Orthod 1:25-30, 1995.
18. Burstone CJ, Koenig HA. Creative wire bending—the force system from step and V bends. Am J Orthod Dentofac Orthop 93:59-67, 1988.
19. Isaacson RJ, Lindauer SJ, Conley P. Responses of 3-dimensional archwires to vertical V-bends: comparisons with existing 2-dimensional data in the lateral view. Semin Orthod 1:57-63, 1995.
20. Isaacson RJ, Rebellato J. Two-couple orthodontic appliance systems: torquing arches. Semin Orthod 1:31-36, 1995.
21. Rebellato J. Two-couple orthodontic appliance systems: activations in the transverse dimension. Semin Orthod 1:37-43, 1995.
22. Rebellato J. Two-couple orthodontic appliance systems: transpalatal arches. Semin Orthod 1:44-54, 1995.
23. Dahlquist A, Gebauer U, Ingervall B. The effect of a transpalatal arch for correction of first molar rotation. Eur J Orthod 18:257-267, 1996.
24. Ingervall B, Gollner P, Gebauer U, et al. A clinical investigation of the correction of unilateral molar crossbite with a transpalatal arch. Am J Orthod Dentofac Orthop 107:418-425, 1995.
25. Shroff B, Yoon WM, Lindauer SJ, et al. Simultaneous intrusion and retraction using a three-piece base arch. Angle Orthod 67:455-462, 1997.
26. Hayashi K, DeLong R, Mizoguchi I. Comparison of the finite helical axis and the rectangular coordinate system in representing orthodontic tooth movement. J Biomechanics 39:2925-2933, 2006.

CAPÍTULO

10

APARATOS ORTODÓNCICOS ACTUALES

ESQUEMA DEL CAPÍTULO

APARATOS DE QUITA Y PON

- La evolución de los aparatos de quita y pon
- Aparatos funcionales para modificar el crecimiento
- Aparatos de quita y pon para el movimiento dental en los niños
- Tratamiento con alineadores transparentes

APARATOS FIJOS

- La evolución de los aparatos fijos actuales
- Bandas de anclaje
- Anclajes cementados
- Características de los aparatos fijos actuales
- Dispositivos de anclaje temporal

Los aparatos ortodóncicos han evolucionado ininterrumpidamente desde los albores de esta especialidad, pero los cambios se han acelerado considerablemente en los últimos años. Los avances tecnológicos han permitido mejorar los sistemas de aparatos (p. ej., nuevos brackets y alambres para el aparato de arco de canto) y proporcionado nuevos medios para corregir la maloclusión (como los alineadores transparentes fabricados sobre modelos estereolitográficos y el anclaje esquelético temporal). Gracias a estos avances tecnológicos, la productividad de los ortodoncistas ha aumentado considerablemente. Charles Tweed afirmaba en la década de los cincuenta que un ortodoncista no debería iniciar el tratamiento de más de 50 pacientes al año, ya que no tendría tiempo suficiente para tratar a más y conseguir unos resultados de calidad. Esta cifra ha aumentado considerablemente desde entonces, pero también ha mejorado la calidad media de los tratamientos; y un tratamiento ortodóncico global que costaba aproximadamente lo mismo que un coche nuevo en aquellos tiempos cuesta mucho menos ahora.

Actualmente, un ortodoncista puede usar un sistema de aparatos determinado para tratar a la mayoría de sus pacientes, pero para poder atender satisfactoriamente a esos pacientes tiene que escoger entre diferentes sistemas para adaptarse a las necesidades de cada uno de ellos. Los aparatos de quita y pon modernos pueden hacer algunas cosas mejor que los fijos, y algunas variantes de aparatos fijos hacen las cosas mejor que otros. En este capítulo ofrecemos una visión general de los aparatos modernos y un enfoque de los mismos que nos permita escoger el mejor aparato para cada caso, un objetivo que se extiende a los capítulos clínicos posteriores.

APARATOS DE QUITA Y PON

Los aparatos ortodóncicos de quita y pon tienen dos ventajas muy claras: 1) se fabrican en el laboratorio y se ajustan fuera de la boca, y no directamente en la boca del paciente, lo que requiere menos trabajo por parte del odontólogo, y 2) pueden retirarse en determinadas circunstancias de la vida social si los alambres de la zona vestibular quedan a la vista, o pueden ser casi invisibles si se utilizan plásticos transparentes para su fabricación. Debido a ello, los pacientes los aceptan mejor (al menos en un primer momento). Además, con los aparatos de quita y pon se pueden llevar a cabo algunos tipos de tratamiento de orientación del crecimiento con mayor facilidad que con los aparatos fijos. Estas ventajas para el paciente y el odontólogo garantizan un mayor interés de niños y adultos por los aparatos de quita y pon.

También tienen dos inconvenientes importantes: 1) la respuesta al tratamiento depende mucho del seguimiento del mismo por parte del paciente, ya que el aparato solo puede funcionar cuando el paciente decide utilizarlo, y 2) no es fácil conseguir los dos puntos de contacto con los dientes, necesarios para producir movimientos dentales complejos, lo que significa que el propio aparato puede limitar las posibilidades del tratamiento. Debido a estas limitaciones, los aparatos de quita y pon resultan útiles en los niños, especialmente durante la primera de las dos fases de tratamiento, y en la segunda fase conviene usar aparatos fijos; a menudo, cuando se utilizan alineadores transparentes de quita y pon para tratar a pacientes adultos hay que cementar algunos anclajes fijos (que pueden ser composites de color dental

© 2014. Elsevier España, S.L. Reservados todos los derechos

relativamente pequeños en lugar de brackets) para conseguir un movimiento dental más eficaz. Por estos motivos, para el tratamiento global actual de los adolescentes se emplean casi siempre aparatos fijos, no de quita y pon, y para el tratamiento de los adultos con alineadores transparentes se tiende a combinar alineadores y aparatos fijos en los casos más complejos.

La evolución de los aparatos de quita y pon

En EE. UU., los aparatos de quita y pon originales eran combinaciones bastante burdas de bases de vulcanita y alambres de metales preciosos o de níquel-plata. A comienzos del siglo xx, George Crozat ideó un aparato de quita y pon fabricado enteramente con metales preciosos que consistía en un gancho muy eficaz para los primeros molares, unos alambres gruesos de oro a modo de armazón, y resortes digitales de oro más finos para producir el movimiento dental deseado (fig. 10-1). El aparato de Crozat consiguió algunos seguidores, poco numerosos pero muy entusiastas, y a comienzos del siglo xx algunos odontólogos seguían utilizando una versión modificada para el tratamiento global. Este aparato tiene la limitación de que, como casi todos los aparatos de quita y pon, favorece sobre todo la inclinación de los dientes. No obstante, influyó muy poco en la teoría y la práctica de la ortodoncia norteamericana, que se centró desde un primer momento en los aparatos fijos.

Por diferentes razones, en Europa siguieron desarrollándose los aparatos de quita y pon a pesar de su olvido en EE. UU. Esta tendencia se debió a tres razones fundamentalmente: 1) el enfoque dogmático de la oclusión de Angle, que hacía especial hincapié en la colocación exacta de cada diente y caló menos en Europa que en EE. UU.; 2) los sistemas de asistencia social se desarrollaron mucho más rápidamente en Europa, y tendían a potenciar la asistencia ortodóncica limitada a un mayor número de personas, en muchos casos a través de odontólogos generales en lugar de ortodoncistas especializados, y 3) en Europa había menos disponibilidad de metales preciosos para aparatos fijos, como consecuencia de los sistemas sociales y de que la Alemania nazi había prohibido el uso de metales preciosos en odontología. Esto obligó a los ortodoncistas alemanes a centrarse en aparatos de quita y pon que podían fabricar con los materiales disponibles. (Las fijaciones de acero de precisión empezaron a utilizarse después de la Segunda Guerra Mundial; para los aparatos fijos necesitaban metales preciosos.)

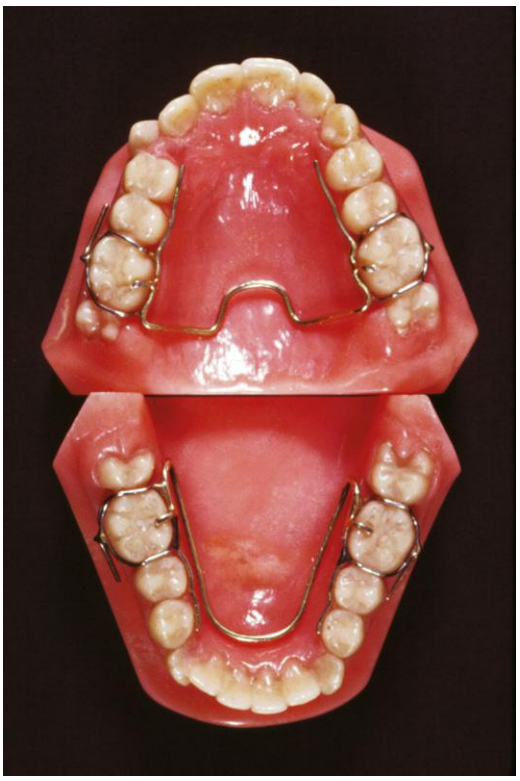


FIGURA 10-1 Aparatos de Crozat para las arcadas superior e inferior; se pueden ver los conectores transversales que permiten la expansión lateral. Los ganchos de Crozat para los molares llevan dedos que se extienden a las zonas retentivas mesiobucal y distobucal.

Curiosamente, el resultado fue que entre 1925 y 1965 los ortodoncistas norteamericanos emplearon casi exclusivamente aparatos fijos (banda parcial o completa), mientras que en Europa prácticamente desconocían estos aparatos y para todos los tratamientos se usaban aparatos de quita y pon, tanto para guiar el crecimiento como para conseguir todo tipo de movimientos dentales.

Una parte importante de la ortodoncia europea con aparatos de quita y pon durante ese período se basó en el uso de aparatos funcionales para guiar el crecimiento. Por definición, un aparato funcional es aquel que modifica la postura del maxilar inferior y lo mantiene abierto, o abierto y adelantado. Las presiones que genera la distensión de los músculos y los tejidos blandos se transmiten a las estructuras dentales y esqueléticas, desplazando los dientes y modificando el crecimiento. Generalmente, se considera que el monobloque ideado por Robin a comienzos del siglo xx es el predecesor de todos los aparatos funcionales, aunque el activador diseñado por Andresen en Noruega en los años veinte (fig. 10-2) fue el primer aparato funcional que gozó de una aceptación generalizada.

El activador de Andresen se convirtió en la base del «sistema noruego» de tratamiento. El sistema y sus fundamentos teóricos fueron mejorando y propagándose por toda Europa, gracias sobre todo a la escuela alemana encabezada por Haupl, quien consideraba que el único movimiento dental estable era el que se conseguía con las fuerzas naturales, y que las alteraciones funcionales que inducían estos aparatos permitían corregir la maloclusión de forma estable. Este enfoque filosófico era diametralmente opuesto al aceptado por Angle y sus seguidores en EE. UU., que confiaban en el aparato fijo para colocar los dientes con precisión y suponían que si estuvieran en una posición ideal, los aparatos los mantendrían en ella. Estas opiniones opuestas contribuyeron a las enormes diferencias que existían entre ortodoncistas europeos y norteamericanos a mediados del siglo xx.

De acuerdo con la filosofía europea en aquellos momentos, los aparatos de quita y pon solían clasificarse en «activadores», o aparatos funcionales para modificar el crecimiento, y «placas activas» para mover los dientes. Además de ser los pioneros de la aparatología funcional, dos ortodoncistas europeos merecen una mención muy especial por su contribución a la técnica de movimiento dental con aparatos de quita y pon. Martin Schwarz desarrolló y dio a conocer en Viena diversos aparatos de «placa dividida», que servían para expandir las arcadas dentales (fig. 10-3). En Belfast, Philip Adams modificó el gancho de punta de flecha propuesto por Schwarz y lo transformó en el gancho de Adams, que se convirtió en la base de los aparatos de quita y pon ingleses y que sigue siendo el gancho más eficaz para el tratamiento ortodóncico (fig. 10-4).

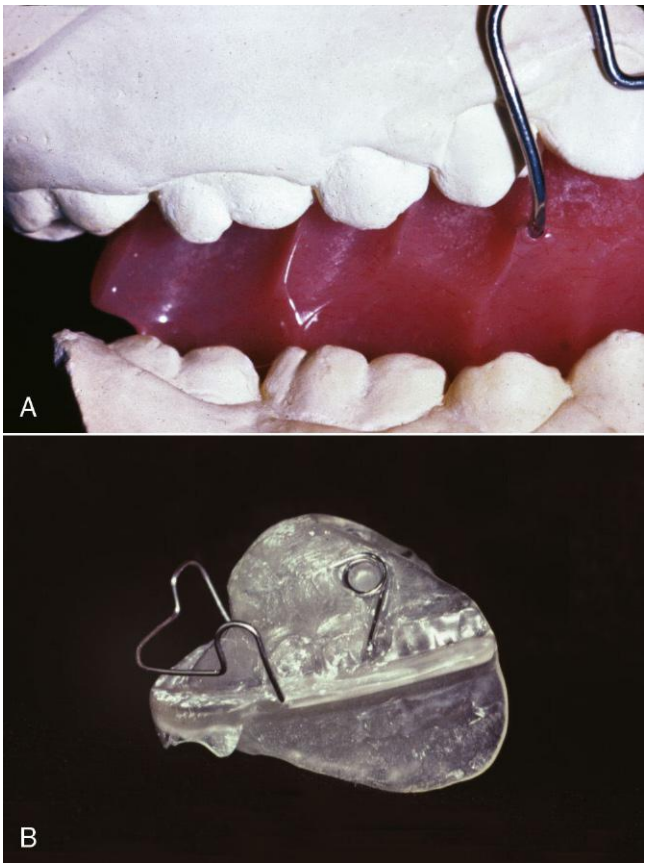


FIGURA 10-2 El primer aparato funcional de uso generalizado fue el activador, un aparato pasivo dentosoportado. Este aparato abre la mordida y adelanta el maxilar inferior para conseguir una corrección de clase II. **A.** El activador original de Andresen incluía unas estrías anguladas en el acrílico para guiar la erupción de los dientes posteriores, generalmente para que los molares se moviesen distalmente en la arcada superior y mesialmente en la inferior al erupcionar los dientes, y también para expandir las arcadas dentales si se deseaba. **B.** Las aletas linguales de un activador son el mecanismo para adelantar el maxilar inferior. En este diseño, el saliente de plástico acrílico impide que erupcionen los dientes posteriores de la arcada superior, mientras que los dientes posteriores de la arcada inferior pueden erupcionar libremente; de este modo, el aparato induce una rotación del plano oclusal, algo que suele ser deseable en el tratamiento con aparatos funcionales debido a que facilita el cambio de una relación molar de clase II a otra de clase I. Este aparato posee además resortes para desplazar los primeros molares superiores, y que obligan al paciente a mantener activamente el aparato en la posición correcta. En un tiempo se creyó que un ajuste más laxo del aparato contribuiría a activar la musculatura mandibular, pero las investigaciones realizadas no han confirmado esta hipótesis; debido a ello, los activadores modernos suelen incorporar ganchos en vez de resortes de desplazamiento.

Los ortodoncistas norteamericanos empezaron a utilizar aparatos funcionales en la década de los sesenta debido a la influencia de los miembros de las facultades de ortodoncia que procedían de Europa (entre los que destacaba Egil Harvold) y, posteriormente, por el contacto personal entre algunos ortodoncistas norteamericanos y sus colegas europeos. (Los aparatos fijos se popularizaron en Europa simultáneamente por medio de contactos personales parecidos.) En EE. UU., el tratamiento con aparatos funcionales experimentó un impulso importante

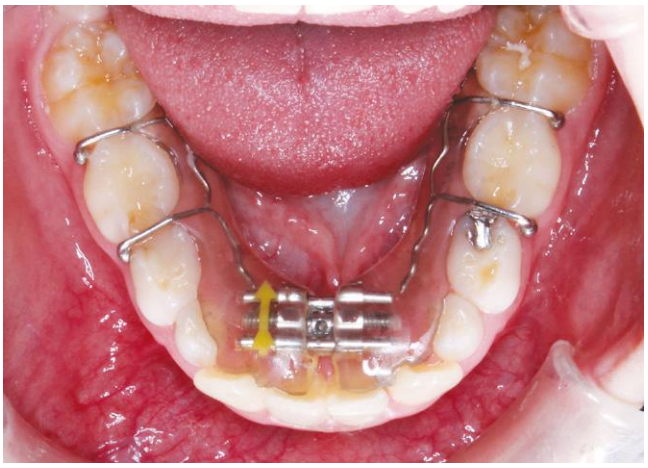


FIGURA 10-3 Un aparato de quita y pon con diseño de «placa de Schwartz» incluye un tornillo de expansión para separar las dos partes de la placa acrílica y expandir la arcada dental. Se puede usar en la arcada dental superior o inferior; este se ha utilizado para expandir transversalmente los incisivos inferiores y dejar más espacio para los dientes apiñados. Aunque el sistema de fuerzas creado al activar un tornillo dista mucho de ser ideal, las placas de este tipo pueden inducir pequeños movimiento dentales con gran eficacia.

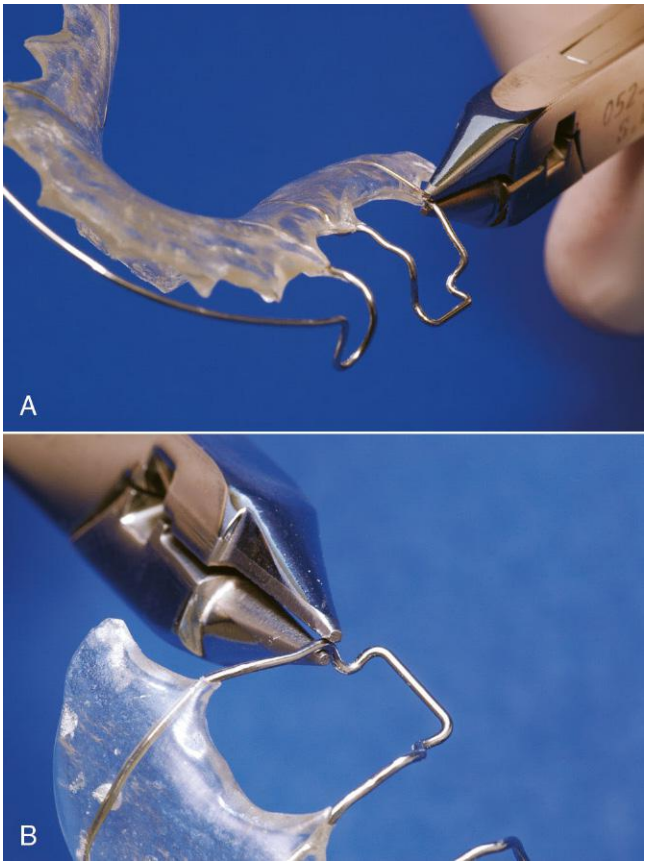


FIGURA 10-4 Ajustes clínicos de un gancho de Adams. **A.** Forma de apretar el gancho doblándolo en sentido gingival por el punto en que el alambre emerge de la placa base. Este es el ajuste habitual para un gancho que se ha aflojado después de colocar y retirar el aparato repetidas veces. **B.** Forma de ajustar el gancho doblando hacia dentro los puntos de retención. Este método alternativo para apretar un gancho resulta especialmente útil durante el ajuste inicial de un aparato.

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

tras la publicación en la década de los setenta de los resultados de algunos experimentos con animales que demostraban que realmente se podían conseguir cambios esqueléticos colocando el maxilar inferior en otra posición y que confirmaban la posibilidad de que se pudiera estimular verdaderamente el crecimiento mandibular (v. capítulo 8). Aunque parte del entusiasmo por el tratamiento con aparatos funcionales generado por los experimentos favorables con animales se disipó a la luz de los resultados no tan impresionantes de estudios clínicos y retrospectivos (v. capítulo 13), los aparatos funcionales se han abierto un hueco muy importante dentro del tratamiento actual de modificación del crecimiento.

En estos momentos, la dicotomía entre la ortodoncia europea y la norteamericana ha desaparecido en gran medida. Los aparatos de quita y pon de tipo europeo (especialmente para modificar el crecimiento durante el tratamiento en la dentición mixta inicial) son muy utilizados en EE. UU. y en otros países, mientras que los aparatos fijos han desbancado en gran medida los aparatos de quita y pon como parte del tratamiento global en Europa y otras partes del mundo.

El tratamiento moderno con aparatos de quita y pon se basa fundamentalmente en el uso de: 1) distintos tipos de aparatos funcionales para guiar el crecimiento en los adolescentes y, con menos frecuencia, en los niños; 2) placas activas para mover los dientes, sobre todo en preadolescentes, y 3) alineadores de plástico transparente para el movimiento dental en los adultos. Por consiguiente, en esta sección del capítulo nos centraremos en las características de los aparatos usados para estos cometidos, especialmente en el tratamiento con alineadores transparentes (TAT) para la atención global de adultos y adolescentes mayores. En los capítulos 11 y 13 abordaremos el uso clínico de aparatos de quita y pon en el tratamiento de la dentición mixta, y en el capítulo 18 describiremos el TAT para tratar problemas específicos en adultos.

Aparatos funcionales para modificar el crecimiento

El diseño y la fabricación de muchos tipos de aparatos funcionales se describen detalladamente en un tratado dedicado a este tema.[1] Lo que pretendemos aquí es ofrecer una perspectiva actual de estos dispositivos. Todos ellos se usan para modificar el crecimiento en preadolescentes y adolescentes, y todos se fabrican a partir de una mordida de construcción que adelanta el maxilar inferior en los pacientes de clase II y lo gira hacia abajo en los de clase III. En pacientes con cara corta/mordida profunda se emplean bloques de mordida para los dientes anteriores, y en pacientes con cara alargada/mordida abierta se usan bloques de mordida para los dientes posteriores.

Para comprender mejor los aparatos funcionales podemos clasificarlos en cuatro categorías generales:

1. Dentosoportados pasivos

Estos aparatos no poseen capacidad intrínseca para generar ninguna fuerza por medio de resortes o tornillos y dependen exclusivamente de la distensión de los tejidos blandos y la actividad muscular para producir un efecto terapéutico. En la práctica actual, los mejores ejemplos de aparatos dentosoportados pasivos son el bionator (fig. 10-5), el bloque gemelo (fig. 10-6) y los aparatos de Herbst (fig. 10-7). El bionator es siempre de quita y pon; el bloque gemelo suele ser de quita y pon, pero puede ser también fijo, y el aparato de Herbst suele ser fijo, pero puede fabricarse también como aparato de quita y pon.

2. Dentosoportados activos

Estos aparatos representan fundamentalmente modificaciones de los activadores y del bionator, e incorporan tornillos o resortes para mover los dientes. Esto produce un movimiento dental que a menudo sustituye la modificación del movimiento mandibular por un movimiento dental de camuflaje. Por este motivo, los aparatos dentosoportados activos apenas tienen un lugar en la ortodoncia moderna y, actualmente, se utilizan mucho menos que en tiempos pasados.

3. Mucosoportados

El aparato de Frankel (al que Frankel denominaba *regulador funcional*) es el único aparato funcional mucosoportado que

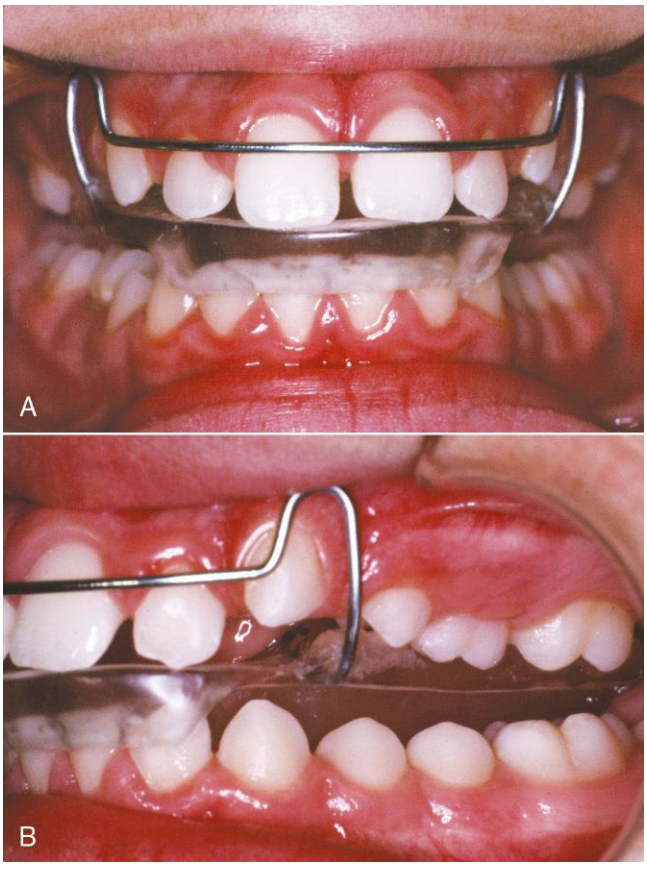


FIGURA 10-5 El diseño del bionator, que tiene un volumen mucho más pequeño que el del activador, puede incluir facetas posteriores o topes oclusales acrílicos para controlar la cuantía o la dirección de la erupción dental. En este paciente, que está mordiendo el bionator para adelantar el maxilar inferior, puede observarse que los incisivos inferiores están cubiertos por plástico acrílico para impedir su erupción y controlar la tendencia a inclinarse en sentido vestibular. Normalmente, los dientes posteriores de la arcada inferior pueden erupcionar libremente, mientras que los dientes posteriores de la arcada superior topan con la oposición de un saliente acrílico por encima de los mismos. En este caso, se ha permitido la erupción de los dientes superiores e impedido la de los inferiores.

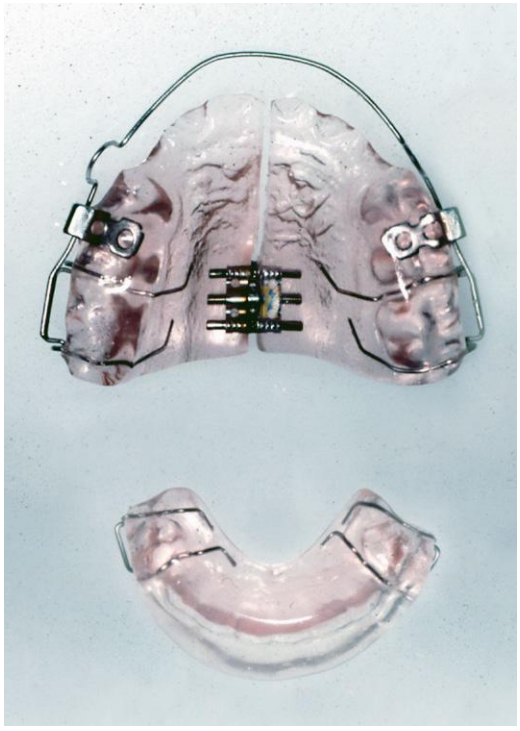


FIGURA 10-6 El aparato de bloques gemelos consta de dos placas individuales, una superior y otra inferior, con rampas que dirigen el maxilar inferior hacia adelante cuando el paciente cierra la boca. La placa superior incorpora unos tubos para poder anclar un casquete, y a menudo incluye un tornillo de expansión.

existe (fig. 10-8). En la medida de lo posible se evita cualquier contacto entre el aparato y los dientes. Gran parte del aparato se localiza en el vestíbulo, para alejar los labios y las mejillas de la dentición. Esto lo convierte en un aparato para expandir la arcada dental, además de actuar sobre el crecimiento de los maxilares, ya que las arcadas tienden a expandirse cuando se elimina la presión que ejercen el labio y la mejilla.

4. Híbridos

Los aparatos funcionales híbridos incluyen componentes que son habituales en los aparatos funcionales, pero combinados para satisfacer una necesidad concreta, a menudo como parte del tratamiento de una asimetría maxilar (fig. 10-9). Los componentes de los aparatos funcionales se muestran en la tabla 10-1. Pueden combinarse en función de las necesidades para cada paciente en concreto.

Los aparatos funcionales se usan sobre todo a finales de la preadolescencia y durante el estirón puberal. Se describen más detalladamente en el capítulo 13.

Aparatos de quita y pon para el movimiento dental en los niños

El movimiento de los dientes con aparatos de quita y pon en los niños entra casi siempre en una de estas dos categorías: 1) expansión de la arcada, en la que se mueven grupos de dientes para expandir el perímetro de la arcada, y 2) reubicación de determinados dientes dentro de la arcada.

TABLA 10-1

Componentes de los aparatos funcionales

Componente	Comentario
Componentes funcionales	
Aletas linguales	En contacto con la mucosa; muy eficaces
Almohadilla lingual	En contacto con la mucosa; menos eficaz
Pin deslizante y tubo	En contacto con los dientes; desplazamiento dental variable
Rampas dentosoportadas	En contacto con los dientes; desplazamiento dental probable
Almohadillas labiales	Efecto secundario únicamente en posición mandibular
Componentes para el control dental	
Expansión de las arcadas	
Escudos bucales	Pasivos, eficaces
Arco buccinador, otro escudo de alambre	Pasivos, menos eficaces
Tornillos de expansión y/o resortes	Debe activarse lentamente; estabilidad cuestionable
Control vertical	
Topes oclusales o incisales	Impiden la erupción en una zona concreta
Bloques de mordida	Impiden la erupción de todos los dientes posteriores
Escudo lingual	Facilita la erupción
Componentes estabilizadores	
Ganchos	No modifican el crecimiento
Arco labial	Mantener alejado de los incisivos, inclinación lingual indeseable
Resortes de torsión anteriores	Necesarios para controlar la inclinación lingual, especialmente al combinar un casquete y un activador

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.



FIGURA 10-7 **A-D.** El aparato de Herbst es el único aparato funcional fijo. Consta de un aparato de pin y tubo para mantener el maxilar inferior en una posición adelantada, y es bastante compatible con la presencia de un aparato fijo en los dientes anteriores (aunque pueden usarse también con férulas adheridas o de quita y pon). En este ejemplo, el pin y el tubo van anclados a unas coronas de acero de los molares, que son más sólidas que las bandas molares, y las extensiones de las coronas inferiores van adheridas a los premolares inferiores. **E.** El aparato MARA es una variante del aparato de Herbst que puede utilizarse con un aparato fijo completo, pero mantiene también el maxilar inferior constantemente en una posición adelantada. Es menos voluminoso y más cómodo para el paciente, pero puede producir un mayor efecto de elásticos de clase II.

Placas activas para expandir la arcada dental

Una placa activa está formada por una placa base que sirve como soporte en el que se incluyen tornillos o resortes y al que se fijan unos broches. El elemento activo suele ser un tornillo de expansión, colocado de tal manera que mantenga unidas las partes de la placa (v. fig. 11-3). Al accionar el tornillo con una llave, se separan las partes de la placa. El tornillo tiene la ventaja de que permite controlar la magnitud del movimiento, y la placa base mantiene su rigidez a pesar de estar dividida en dos partes. Pero también tiene el inconveniente de que el sistema de fuerzas es muy diferente del que sería ideal para mover los dientes. En vez de producir una fuerza leve pero continua, la activación del tornillo proporciona una fuerza elevada que declina rápidamente. Si se activa el aparato con excesiva rapidez, el aparato se aleja progresivamente de los dientes en lugar de expandir la arcada como sería deseable.

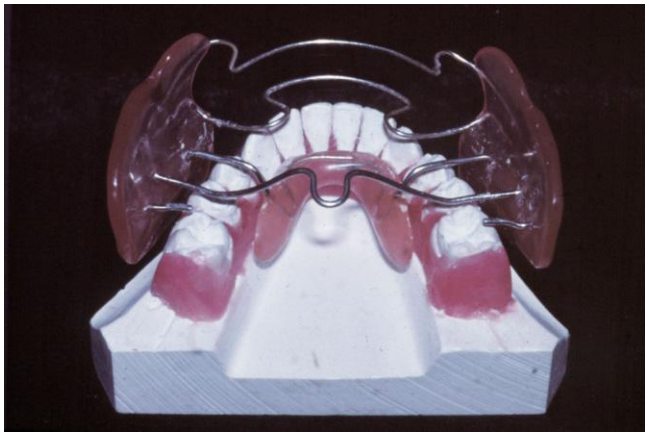


FIGURA 10-8 El aparato de Frankel, montado aquí sobre el modelo inferior, es el único aparato funcional que se sustenta fundamentalmente sobre la mucosa, más que sobre los dientes. Los amplios escudos bucales y almohadillas labiales reducen la presión que ejercen las mejillas y los labios sobre la dentición, y permiten la expansión de la arcada superior que suele necesitarse como parte de una corrección de clase II; la almohadilla lingual es lo que determina la posición mandibular. El aparato parece bastante voluminoso, pero en su mayor parte se limita al vestíbulo bucal y, por consiguiente, interfiere menos en la fonación y es más compatible que la mayoría de los demás diseños funcionales con un uso continuado durante las 24 h del día.

Aparatos de quita y pon con resortes para el movimiento dental

A diferencia de las fuerzas intensas y rápidamente decrecientes que produce un tornillo, el uso de resortes en un aparato de quita y pon puede proporcionar fuerzas leves y continuas, prácticamente óptimas. Sin embargo, igual que los bordes de una placa activa, estos resortes solo entran en contacto con el diente en un punto, y es difícil usarlos para otra cosa que no sea la inclinación de los dientes (aunque en teoría sería factible) (fig. 10-10). Por consiguiente, el movimiento dental con un resorte de un aparato de quita y pon solo debe utilizarse cuando resulta aceptable un movimiento de inclinación de algunos milímetros.

Dado que estos aparatos se usan fundamentalmente para efectuar pequeños movimientos dentales en niños, se describen más detalladamente en los capítulos 11 y 12.

Tratamiento con alineadores transparentes

Desarrollo de los alineadores transparentes

La aparición de las planchas termoplásticas transparentes moldeadas al vacío en la década de los ochenta permitió el TAT

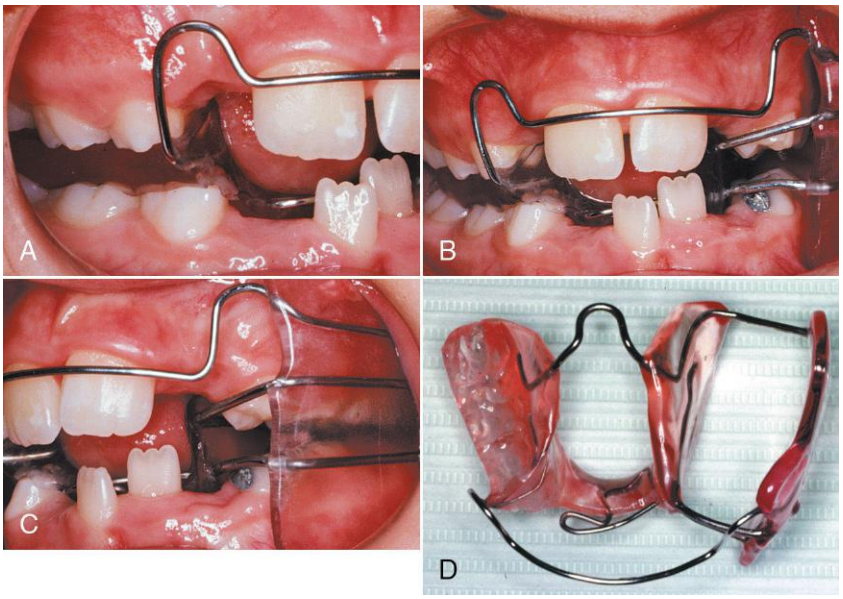


FIGURA 10-9 Un aparato funcional híbrido incluye componentes de un tipo de aparato funcional en un lado y de otro tipo en el otro lado. En un niño con una asimetría facial, un aparato de este tipo puede mejorar los problemas verticales y anteroposteriores. Los dientes pueden erupcionar libremente en el lado izquierdo (en el que se necesita un escudo lingual y otro bucal), mientras que en el otro lado un bloque de mordida dificulta la erupción. La mordida obliga al maxilar inferior a desplazarse hacia la línea media, haciendo avanzar el lado deficitario (el izquierdo en este caso) más que el otro lado. (Tomado de Proffit WR, White RP, Sarver DM. Contemporary Treatment of Dentofacial Deformity. St. Louis: Mosby; 2003.)

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

para el tratamiento ortodóncico de los adultos. Estos materiales «succionadores» fueron utilizados inicialmente como retenedores y todavía siguen teniendo esta aplicación tan importante (v. capítulo 17). Sin embargo, muy pronto se comprendió que si se ajustaban ligeramente los dientes y se les adaptaba una plancha modelada al vacío, se obtenía un dispositivo para mover los dientes en lugar de un retenedor. Ya se podía decir (y fue lo que sucedió rápidamente) que aquello era un «alineador», ya que se usaba generalmente para realinear los dientes que estaban desplazados ligeramente como, por ejemplo, cuando se producía una irregularidad leve de los incisivos superiores o inferiores en un paciente ortodóncico al retirarle los retenedores.

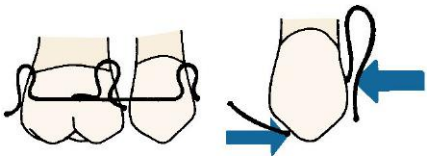


FIGURA 10-10 Representación esquemática del conjunto de resortes necesarios para retraer en bloque un canino con un aparato de quita y pon. El resorte del lado mesial del canino ejerce más fuerza que el resorte distal, con lo que resulta una fuerza neta que desplaza el canino en sentido distal, mientras que la acción opuesta de ambos resortes genera el par necesario para controlar la posición de la raíz. Aunque en teoría es posible este movimiento en bloque con un aparato de quita y pon y unos resortes dispuestos de este modo, el ajuste de dichos resortes y la disposición de los ganchos plantean una gran complejidad en la práctica clínica. Para un movimiento en bloque eficaz se requiere un aparato fijo.

No obstante, con un alineador solo se pueden conseguir movimientos dentales muy limitados, debido a la rigidez del material plástico. Para conseguir cambios algo mayores había que remodelar el alineador o fabricar uno nuevo sobre un modelo reciente con los dientes más ajustados. Dado que el material «succionador» se reblandece y se puede moldear cuando se calienta, se podría modificar la forma de un alineador con un instrumento caliente,[2] y para prolongar la utilidad de los alineadores se propuso usar unos alicates calentados especiales para este tipo de remodelación, con el objeto de evitar los costes y la complejidad de tener que fabricar varios alineadores nuevos (fig. 10-11). Esto seguía permitiendo solo un movimiento dental muy limitado, y se requería mucha pericia para efectuar el cambio exacto en el alineador. El plástico tiene el gran inconveniente de que solo se puede distender unos 3 mm como máximo (en incrementos de 1 mm) y después se vuelve muy fino y no se puede aplicar ninguna fuerza. Más recientemente, se han usado salientes de plástico duro que encajan en un agujero del alineador para modificarlo y permitir un mayor movimiento de los dientes;



FIGURA 10-11 Se pueden usar unos alicates calentados a la temperatura correcta (que es necesario comprobar) para crear una depresión en un alineador con el objeto de incrementar el desplazamiento de un diente determinado sin necesidad de tener que fabricar un alineador totalmente nuevo. **A.** Calentamiento de los alicates especiales. **B.** Comprobación de la temperatura. **C.** Creación de una depresión en el alineador, en este caso para incrementar el desplazamiento de un incisivo central superior. **D.** El alineador modificado, una vez colocado, que ejerce mayor presión sobre el incisivo central.

esto tiene la ventaja de que el plástico del alineador no se estira ni disminuye de espesor.[3]

A pesar de estas mejoras, los alineadores remodelados no representan una solución práctica para aquellos problemas ortodóncicos en los que hay que mover bastantes dientes. Quedó bien claro que se necesitaría una sucesión de varios alineadores, fabricados sobre una serie de moldes con algún ajuste de los dientes en pequeños incrementos (nunca más de 1 mm) en una posición nueva para poder corregir incluso una mala alineación leve. Aunque se puede fabricar a mano una sucesión de moldes dentales modificados y una secuencia breve de dos a cinco alineadores fabricados con esos moldes puede servir para un movimiento dental limitado, esto puede llevar demasiado tiempo y ser muy difícil si se necesita algo más que unos pocos alineadores.

A finales de la década de los noventa, una compañía nueva (Align Technology) obtuvo capital de riesgo para poder informatizar el proceso de fabricación de una sucesión de moldes con cambios graduales sobre los que se podrían modelar los alineadores. El método utilizado actualmente (que se ilustra detalladamente más adelante) consiste en escanear los dientes del paciente con un escáner intraoral que combina un sistema láser y óptico para generar un modelo digital, realizar una serie de cambios progresivos en el mismo y producir una sucesión de modelos estereolitográficos correspondientes para la fabricación de los alineadores. Con una planificación minuciosa se podría obtener una sucesión de alineadores que permitirían corregir problemas más complejos. Desde un primer momento se comprendió que, como no era posible predecir los cambios del crecimiento, este método solo valdría para tratar a adultos o adolescentes en los que no hubiera que modificar el crecimiento, pero estos son los pacientes que están más interesados en que su aparato ortodóncico sea invisible o apenas visible.

Esta novedad fue presentada mediante una campaña publicitaria en televisión de «Invisalign», ideada para despertar el interés de los consumidores por esta nueva modalidad. En los primeros momentos del tratamiento con Invisalign surgieron muchos problemas debido a que no se había establecido correctamente el plan de tratamiento, las velocidades óptimas de movimiento dental y las indicaciones para el uso de los anclajes en los dientes, y en un primer momento este método solo consiguió una aceptación desigual por parte de los profesionales. No obstante, la técnica ha madurado gracias a que las evaluaciones clínicas han permitido determinar la secuencia ideal de tratamiento y la cuantía de movimiento dental que se debe intentar de forma escalonada; además, el uso de aparatos de color dental cementados a los dientes ha mejorado la sujeción del aparato a los dientes y la posibilidad de moverlos. Aunque sorprendentemente se han publicado muy pocos trabajos sobre los resultados del tratamiento con Invisalign, no cabe ninguna duda de que actualmente es posible tratar de este modo a muchos adultos con maloclusiones complejas (v. capítulo 18). Dado que las patentes van expirando o aparecen alternativas satisfactorias, es muy probable que otras empresas de la competencia puedan ofrecer alineadores secuenciados basados en modificaciones de las técnicas usadas actualmente.

Proceso de fabricación de Invisalign

Pasos para preparar los alineadores. Los registros diagnósticos para el TAT son similares a los de cualquier otro tipo de tratamiento ortodóncico, pero para los alineadores secuenciados de Invisalign se realiza un escaneado óptico intraoral (que registra además la disposición inicial de la mordida del paciente) o se obtienen impresiones en siloxano de polivinilo (SPV) o un registro de la mordida (en máxima intercuspidación). Después se envían a la compañía la imagen escaneada o las impresiones y las fotografías, junto con las instrucciones iniciales del odontólogo. El proceso de fabricación comienza con la creación de un modelo digital tridimensional (3-D) muy exacto de cada arcada dental a partir del escáner intraoral o las impresiones (fig. 10-12). Estos registros se transfieren electrónicamente a un centro de tratamiento digital (ubicado en Costa Rica).

En este centro se seccionan digitalmente y se limpian (se eliminan los artefactos visibles) los dientes, se interrelacionan las arcadas dentales, se añaden las encías, se planifican los movimientos de acuerdo con las instrucciones del odontólogo, y se presenta *online* este plan preliminar para que el médico lo revise como un «ClinCheck». Una vez que el odontólogo acepta la sucesión de alineadores propuesta, se transfiere el conjunto de modelos digitales para el paciente a un centro de producción de moldes, en donde se fabrica un modelo estereolitográfico para cada etapa del tratamiento (fig. 10-13). Se forma un alineador de plástico transparente sobre cada modelo y después se envía el juego de alineadores directamente al odontólogo.

El papel del odontólogo y el ClinCheck. Cuando adquieren experiencia, los odontólogos tienden a ser más concretos en su prescripción inicial a la hora de indicar lo que desean, pero si no se detallan la secuencia de pasos a seguir y la cantidad de movimiento entre un paso y el siguiente, el programa informático Treat se encarga de especificar esos aspectos mediante un algoritmo incorporado al mismo. En esencia, cuando se envía el ClinCheck para que el odontólogo lo examine, el técnico informático le ha enviado un borrador del plan de tratamiento para que lo revise (fig. 10-14). El programa informático usado por estos técnicos incluye escenarios por defecto para diferentes tipos de maloclusión y velocidades de movimiento dental por defecto. Estas especificaciones por defecto son válidas para los casos más sencillos, pero no para los más complejos.

Para un tratamiento complejo, el odontólogo debe personalizar el plan, indicando la cuantía y la localización de la reducción interproximal de los dientes (si fuera necesaria) que haya que realizar (fig. 10-15), la sucesión de las fases de movimiento dental, la velocidad de movimiento dental con cada uno de los alineadores sucesivos (a menudo reduciendo la cantidad de movimiento en momentos críticos) y las formas adheridas que haya que usar para incrementar la sujeción del alineador a los dientes.

Factores que influyen en el uso clínico de los alineadores transparentes. Aunque el sistema tiene ya más de 10 años de antigüedad, solo se han publicado algunos estudios sobre los resultados del tratamiento con Invisalign en publicaciones profesionales revisadas por expertos.[4] En un estudio prospectivo reciente en el que se ha utilizado el programa informático de Invisalign para evaluar la exactitud con que se conseguían los cambios programados y se ha determinado el cociente entre los cambios obtenidos y los previstos, se ha comprobado que la mayor precisión (47%) se consigue durante la constricción lingual de las arcadas dentales, y la más baja (18%) durante la extrusión de los incisivos superiores.[4] De acuerdo con los

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

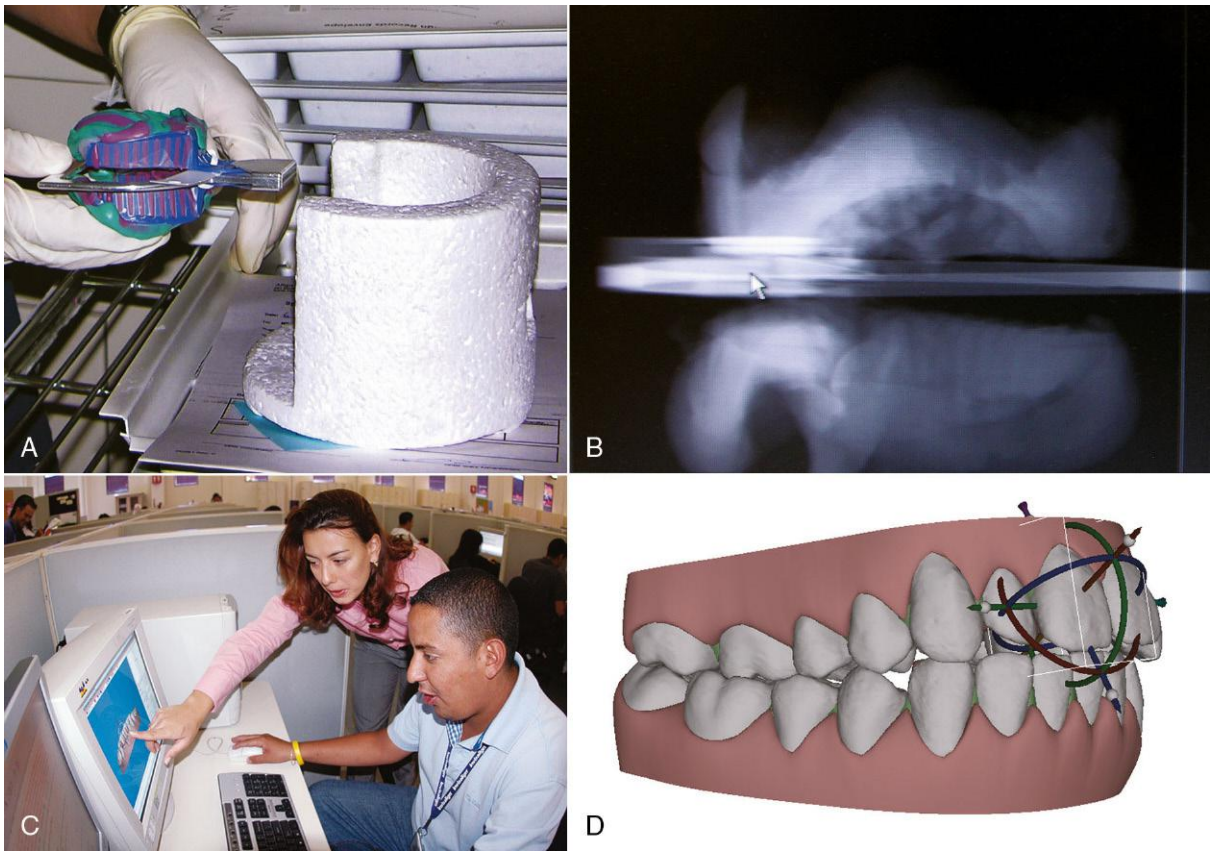


FIGURA 10-12 **A.** El primer paso en la fabricación de una serie de alineadores mediante la tecnología informática de Invisalign consiste en realizar una TC de las impresiones enviadas por el médico. Las impresiones se introducen en un recipiente especial y después en el escáner de TC. **B.** De este modo se obtiene una imagen digital tridimensional muy exacta que se transmite a un centro tecnológico constituido totalmente por estaciones informáticas de trabajo. **C.** En esta fotografía, el técnico sentado delibera con uno de los asesores ortodóncicos mientras visualizan las arcadas dentales digitalizadas en la pantalla del ordenador. **D.** Utilizando el programa informático del fabricante se puede generar y representar el movimiento virtual de los dientes tal como se desee.

estudios publicados y con los comentarios de los usuarios con más experiencia, parece claro que Invisalign (y los alineadores transparentes, en términos generales) hace algunas cosas bien y otras no tan bien (cuadro 10-1). Conviene tener presentes estas limitaciones a la hora de considerar la posibilidad del TAT.

Otros factores que hay que considerar a la hora de usar alineadores secuenciales son:

- El uso de anclajes cementados a determinados dientes escogidos amplía considerablemente las posibilidades de movimiento dental con los alineadores. En general, resulta casi imposible conseguir un movimiento radicular significativo (como el cierre de los huecos de extracción) sin usar anclajes, como cuando se cierra una mordida abierta elongando los incisivos; utilizando anclajes es posible conseguir ambas cosas (v. figs. 18-40 y 18-41). Incluso si se utilizan anclajes resulta difícil conseguir una rotación importante de los dientes redondeados (caninos y premolares). Se puede cementar un botón a un diente rotado para usar una banda de goma y girarlo mientras el paciente utiliza un alineador (v. fig. 10-14). Cada vez se tiende más a combinar métodos en un tratamiento complejo, utilizando una fase corta de aparatos fijos parciales o medios auxiliares además de la sucesión de alineadores.
- En muchos casos, el plan de tratamiento incluye una reducción del esmalte interproximal (RIP) para conseguir más

CUADRO 10-1

APLICACIONES DEL TRATAMIENTO CON ALINEADORES TRANSPARENTES (TAT)

El TAT funciona bien en:

- El apiñamiento leve-moderado con reducción del esmalte interproximal (RIP) o expansión
- La expansión dental posterior
- El cierre de espacios leves-moderados
- La intrusión absoluta (solo uno o dos dientes)
- La extracción de los incisivos inferiores por un apiñamiento muy marcado
- La inclinación distal de los molares

El TAT no funcionan bien en:

- La expansión dental por dientes bloqueados
- La extrusión de los incisivos*
- Los caninos altos
- Las rotaciones muy marcadas (especialmente de dientes redondos)
- La nivelación mediante intrusión relativa
- El enderezamiento de los molares (de cualquier diente con depresiones importantes)
- La traslación de los molares*
- El cierre de los espacios de extracción de los premolares*

*Es posible si se utilizan anclajes.

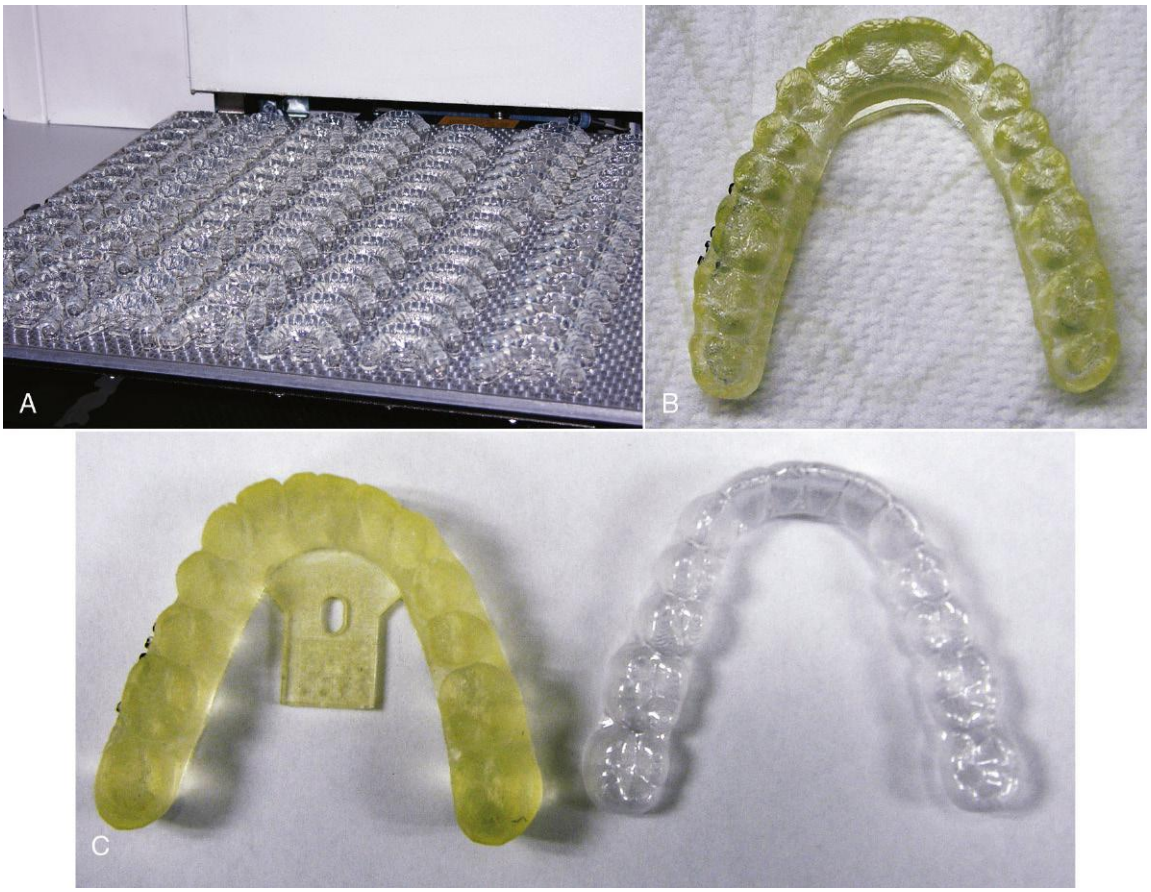


FIGURA 10-13 Una vez ajustada (si así se desea) la secuencia de fases del tratamiento y aprobada por el médico, que puede acceder electrónicamente a los modelos digitales después de reunir la secuencia de tratamiento preliminar, se usan los modelos para fabricar una sucesión de moldes estereolitográficos y se elabora una secuencia de alineadores sobre los moldes. **A.** Moldes estereolitográficos saliendo de la máquina de fabricación. **B.** Primer plano de un molde estereolitográfico. **C.** Molde estereolitográfico y alineador fabricado a partir del mismo.

espacio y así poder alinear los dientes apiñados. Si se prevé una RIP, se puede suprimir esmalte interproximal de la región canina-premolar para conseguir espacio, además de reducir la anchura de los incisivos. El odontólogo debe indicar la cuantía de la reducción interproximal como parte de su prescripción (v. fig. 10-15).

- Conviene vigilar estrechamente a los pacientes para verificar que el movimiento dental se corresponde con la serie de alineadores (es decir, que todos los dientes asientan perfectamente dentro del alineador después de haberlo utilizado durante el período de tiempo especificado). Si los dientes no coinciden, existen varias posibilidades: el paciente no ha desgastado suficientemente los alineadores, la reducción interproximal ha sido insuficiente, las coronas no tienen la altura o la forma necesarias para poder sujetarlas al diente o los dientes que se vayan a mover, se ha utilizado un tipo de anclajes adheridos equivocado o en una posición incorrecta, o el movimiento creado en ClinCheck es demasiado rápido desde el punto de vista biológico. Durante el tratamiento de los problemas complejos a menudo hay que efectuar reajustes o correcciones sobre la marcha, utilizando para ello un nuevo escaneado intraoral o impresiones en SPV y revisando el plan de tratamiento.
- Los alineadores cubren los dientes igual que una cubeta de blanqueamiento, y pueden aprovecharse durante el tratamiento para blanquear los dientes (a no ser que el paciente tenga anclajes adheridos en los dientes anteriores). En este caso, conviene recordar que el movimiento dental provoca una pulpitis pasajera, lo mismo que el blanqueamiento. La combinación de ambos tratamientos puede inducir sensibilidad dental intensa. Esto se puede controlar aumentando los intervalos entre las sesiones de blanqueamiento, pero normalmente es mejor posponer el blanqueamiento hasta la fase de retención.

En el capítulo 18 se describen más detalladamente las aplicaciones clínicas de los alineadores transparentes como parte del tratamiento global y complementario.

APARATOS FIJOS

Los aparatos fijos contemporáneos representan predominantemente variaciones del sistema de arco de canto. El único sistema de aparatos fijos utilizado actualmente que no incluye arcos de alambre rectangular en una ranura rectangular es el aparato de Begg, y los odontólogos que lo utilizan han demostrado un interés renovado por estos arcos de alambre rectangular como parte de la fase de acabado, ya que el aparato de Begg original se ha transformado en el aparato Tip-Edge. Debido a ello, en

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.



FIGURA 10-14 **A.** La ficha Clincheck de Invisalign, una vez modificada por el odontólogo, muestra los lugares en donde irán ubicados los anclajes cementados, así como los diferentes pasos de la secuencia de tratamiento y la cantidad de movimiento dental en cada paso. En el caso de este paciente, los anclajes cementados irán colocados tal como se indica en las imágenes frontal y oclusal superior. **B.** Los anclajes cementados en la superficie vestibular de los dientes (mismo paciente de la ficha Clincheck) son de plástico transparente y pueden tener diferentes formas. Son necesarios para producir rotación o extrusión y facilitan otros tipos de movimiento dental. **C** y **D.** Se puede cementar un botón en la superficie lingual de un diente que sea difícil de rotar, y usar una banda de goma para hacerlo rotar junto con el alineador.

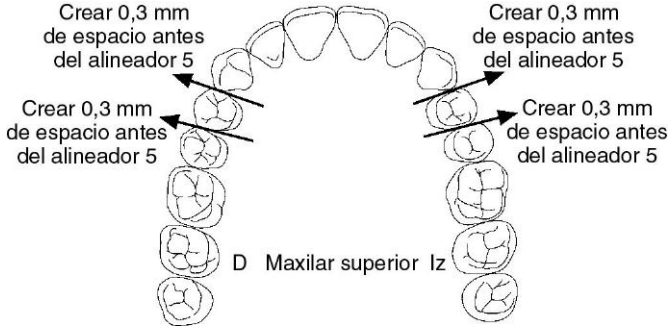


FIGURA 10-15 Ficha de reaproximación de Invisalign (mismo paciente de la fig. 10-14) en la que se especifica la cantidad de esmalte que hay que eliminar de los dientes y el momento de la secuencia de alineadores en el que se llevará a cabo la reaproximación. En este caso, hay que reducir ligeramente la anchura de los incisivos superiores para facilitar su alineación.

este capítulo y en capítulos sucesivos nos centraremos casi exclusivamente en el aparato de arco de canto actual, con algunas referencias ocasionales a la técnica de Begg modificada.

La evolución de los aparatos fijos actuales

La progresión de Angle hasta el aparato de arco de canto

La posición de Edward Angle como «padre de la ortodoncia moderna» se debe no solo a sus contribuciones a la clasificación y el diagnóstico, sino también a su creatividad a la hora de idear nuevos aparatos ortodóncicos. Salvo contadas excepciones, los aparatos fijos que se utilizan en la ortodoncia actual se basan en los diseños realizados por Angle a comienzos del siglo xx. Angle ideó fundamentalmente cuatro sistemas de aparatos:

Arco E. A finales del siglo xix, un aparato ortodóncico característico dependía de algún tipo de estructura rígida a la que se unían los dientes para poder expandirlos hasta conseguir

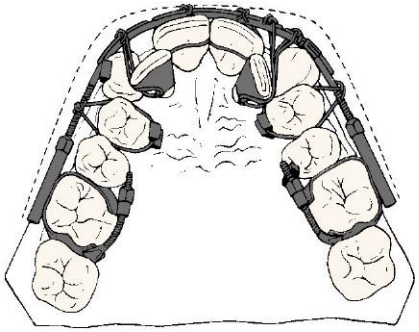


FIGURA 10-16 Arco E de Edward Angle, de principios del siglo XX. Se usaban unas ligaduras unidas a un arco labial muy grueso para arrastrar los dientes mal colocados hacia la línea de oclusión.

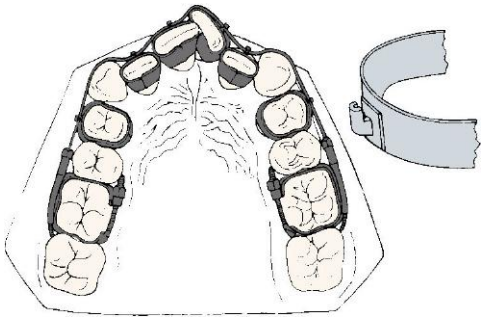


FIGURA 10-17 Aparato de arco de cinta de Angle. Aparecido hacia el año 1910, permitía alinear los dientes bastante bien, pero era demasiado flexible para poder colocar con exactitud las raíces.

la forma de arcada condicionada por el aparato. El arco E, el primer aparato de Angle, representaba una mejora de este diseño básico (fig. 10-16). Se colocaban unas bandas únicamente en los molares, y se tendía un arco de alambre labial muy grueso alrededor de la arcada. Se trenzaba el extremo del alambre y se colocaba una tuerca pequeña en el segmento trenzado para poder adelantar el arco de alambre e incrementar el perímetro de la arcada. Cada uno de los dientes iba ligado simplemente a este arco de expansión. Este aparato podía encontrarse todavía en la década de los ochenta en los catálogos de venta por correo de algunos laboratorios de ortodoncia, debido probablemente a su simplicidad, y a pesar de que solo podían suministrar una fuerza interrumpida y muy intensa.

Pin y tubo. El arco E solo podía inclinar los dientes a una nueva posición. No permitía colocar con precisión un diente determinado. Para solventar esta dificultad, Angle colocó bandas en otros dientes y utilizó un tubo vertical en cada diente, en el que introducía una aguja soldada a un arco de alambre más pequeño. Con este aparato conseguía mover los dientes recolocando cada una de las agujas en las sucesivas sesiones de tratamiento.

Para fabricar y ajustar este aparato de pin y tubo se requería una destreza increíble y, aunque en teoría permitía una gran precisión en el movimiento dental, resultaba poco práctico. Se dice que solo el propio Angle y uno de sus estudiantes llegaron a dominar el uso de este aparato. Disponía de un arco base relativamente grueso, lo que implicaba que los resortes eran de mala calidad, y esto complicaba aún más el problema debido a la necesidad de efectuar numerosos ajustes menores.

Arco de cinta. En su siguiente aparato, Angle modificó el tubo colocado en cada diente, y le dotó de una ranura rectangular vertical en su parte posterior. Seguidamente, introducía un arco de alambre de oro en forma de cinta de 10 × 20 en la ranura vertical y lo sujetaba con agujas (fig. 10-17). El arco de cinta constituyó un éxito inmediato, debido fundamentalmente a que el arco de alambre (a diferencia de sus predecesores) era bastante pequeño y muy elástico y, por consiguiente, permitía alinear muy bien los dientes mal colocados. Aunque el arco de alambre se podía retorcer al introducirlo en su ranura, el principal punto débil de este aparato consistía en que proporcionaba un control relativamente insuficiente de la posición radicular. La elasticidad del arco de alambre de cinta sencillamente no permitía generar el momento de fuerza necesario para hacer girar las raíces a una nueva posición.

Arco de canto. Para resolver las deficiencias del arco de cinta, Angle cambió la ranura vertical por una horizontal e insertó un alambre rectangular con una orientación perpendicular a la que utilizaba en el arco de cinta; de ahí el nombre de «arco de canto» (fig. 10-18). Cambió las dimensiones de la ranura a 22 × 28 mil y utilizó un alambre de metal precioso de 22 × 28. Estas dimensiones, a las que se llegó tras una minuciosa experimentación, permitieron un excelente control de la posición de la corona y de la raíz en los tres planos del espacio.

Desde su aparición en 1928, este aparato se convirtió en la piedra angular de la aparatología fija multibandas, aunque el arco de cinta siguió utilizándose de forma rutinaria durante algunas décadas.

Otros sistemas de aparatos fijos iniciales

Labiolingual, de alambres gemelos. Antes de Angle, simplemente nadie había utilizado anclajes en dientes individuales, y no fueron muchos los que compartieron la preocupación de Angle por colocar con exactitud cada diente mientras este vivió. Además de una serie de aparatos de quita y pon con resortes digitales para reubicar los dientes, los principales sistemas de aparatos utilizados durante la primera mitad del siglo XX fueron el aparato labiolingual, que utilizaba bandas sobre los primeros molares y una combinación de arcos de alambre linguales y labiales muy gruesos a los que se soldaban unos resortes digitales para mover los dientes por separado, y el aparato de alambres gemelos. Este aparato incluía bandas para los incisivos y los molares y dos arcos de alambre gemelos de acero de 10 mil para alinear los incisivos. Estos alambres eran muy delicados y estaban protegidos por unos tubos alargados que iban desde los molares hasta casi llegar a los caninos. Sin embargo, ninguno de estos aparatos producía más que movimiento de inclinación, salvo con algunas modificaciones especiales y muy inusuales. Ya no se utilizan actualmente.

Aparato de Begg. Si tenemos en cuenta la insistencia de Angle para expandir las arcadas en lugar de extraer los dientes para solucionar los problemas de apiñamiento, resulta irónico que el aparato de arco de canto proporcionara finalmente el control de la posición radicular necesario para que el tratamiento de extracción tuviera éxito. Este aparato empezó a ser utilizado para este cometido a los pocos años de su aparición. Charles Tweed, uno de los últimos alumnos de Angle, fue el primero en adaptar el aparato de arco de canto para el tratamiento de extracción en EE. UU. De hecho, apenas tuvo que modificar el

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

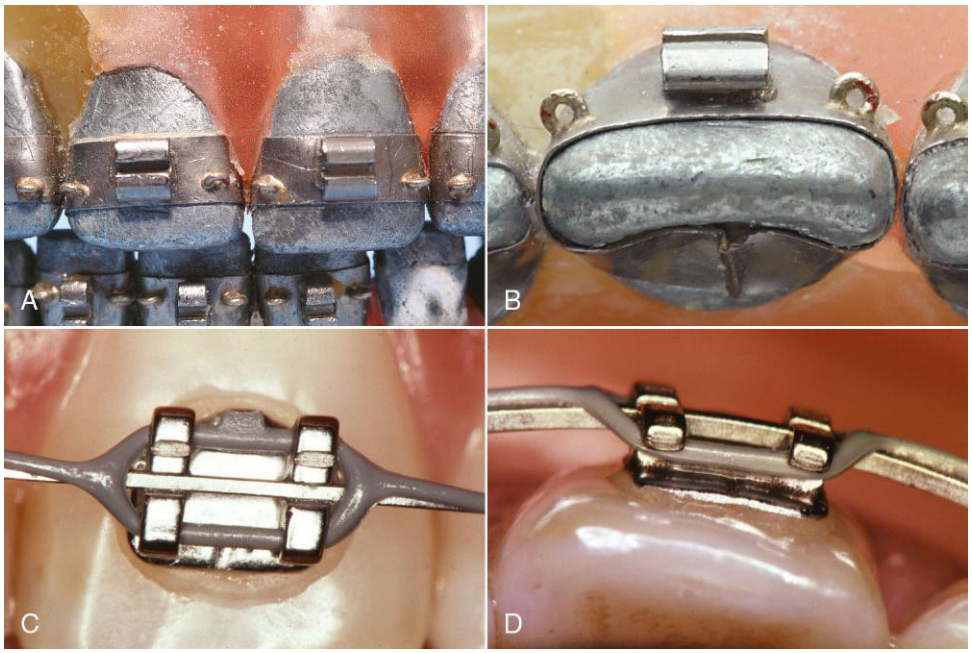


FIGURA 10-18 **A** y **B.** El aparato de arco de canto de Angle debía su nombre a que el arco de alambre se introducía perpendicularmente al plano de inserción del arco de cinta, razón por la que era más ancho que alto. El alambre rectangular podía retorcerse para generar un par de torsión (v. fig. 10-22). Iba unido a una ranura rectangular por medio de ligaduras de alambre, lo que permitía controlar muy bien la posición de las raíces. En la imagen se puede ver el aparato original sobre un tipodonte. Se pueden ver los brackets estrechos (de anchura doble para los incisivos centrales superiores, que son más anchos), que iban soldados a bandas de oro. También se pueden ver los ojales soldados a las esquinas de las bandas. Se usaban para las ligaduras con el arco de alambre, necesarias para controlar la rotación. **C** y **D.** Primeros planos de un bracket gemelo para arco de canto moderno con un arco de alambre rectangular insertado. El alambre se sujeta al bracket mediante una ligadura elastomérica, que en este caso forma parte de una cadena de ligaduras que mantiene además los espacios cerrados entre los dientes.

aparato. Tweed movía los dientes en bloque y utilizaba la técnica de la subdivisión para controlar el anclaje; primero deslizaba los caninos distalmente a lo largo del arco de alambre, y después retraía los incisivos (v. fig. 9-33).

Raymond Begg había aprendido a utilizar el aparato de arco de cinta en la escuela de Angle antes de regresar a Australia en los años veinte. Begg trabajó por su cuenta en Adelaida y llegó también a la conclusión de que a menudo era necesario extraer algunos dientes; por este motivo, intentó adaptar el aparato de arco de cinta para poder controlar mejor la posición radicular.

Begg efectuó tres adaptaciones: 1) sustituyó el arco de cinta de metal precioso por un alambre redondo de acero inoxidable de 16 mil muy resistente cuando una compañía australiana empezó a distribuirlo a finales de los años treinta; 2) conservó el bracket original del arco de cinta, pero le dio la vuelta para que la ranura apuntara en sentido gingival en vez de oclusal, y 3) añadió algunos resortes auxiliares al aparato para poder controlar la posición de las raíces. En el aparato ideado por Begg (fig. 10-19)[5] la fricción era mucho menor debido a que la superficie de contacto entre el estrecho bracket del arco de cinta y el arco de alambre era muy reducida, y también era muy limitada la fuerza que ejercía el alambre contra el bracket. El contacto era muy limitado, ya que la estrategia utilizada por Begg para controlar el anclaje consistía en inclinar/enderezar (v. fig. 8-21), y la inclinación reduce el ángulo de contacto entre el alambre y la esquina del bracket.

Aunque los registros de los progresos conseguidos con sus métodos parecían muy diferentes, no debe sorprendernos que



FIGURA 10-19 En el aparato de Begg se utiliza una modificación del anclaje de arco de cinta, en el que se insertan arcos de alambre redondo. En este sistema se usa una variedad de arcos de alambre auxiliares para controlar la posición de las raíces. En el caso de este paciente, en una fase avanzada de su tratamiento, el arco de alambre inferior se ha sujetado a los incisivos centrales con agujas de latón, y se han utilizado resortes auxiliares (insertados en la ranura vertical y que también actúan como agujas para retener el arco de alambre) para colocar las raíces de varios dientes (pueden verse claramente en los incisivos centrales superiores, activados para desplazar distalmente las raíces).

Begg y Tweed consiguieran un control global del anclaje muy similar, ya que ambos empleaban dos pasos para compensar la resistencia al deslizamiento. El aparato de Begg sigue utilizándose en la ortodoncia actual, aunque su popularidad ha decaído y ahora se utiliza una modalidad híbrida, con brackets que permiten utilizar alambres rectangulares durante el acabado (fig. 10-20).[6] Constituye un aparato completo, en el sentido de que permite controlar adecuadamente la posición de la corona y la raíz en los tres planos del espacio.

Arco de canto actual

El aparato de Begg alcanzó gran popularidad en la década de los sesenta debido a que era más eficiente que el aparato de arco de canto utilizado en esa época, en el sentido de que permitía obtener resultados equiparables en menos tiempo. Posteriormente, la situación se ha invertido: el aparato de arco de canto actual ha evolucionado considerablemente respecto del diseño original, mantiene al mismo tiempo el diseño básico de un alambre rectangular en una ranura rectangular, y ahora resulta más eficiente que el aparato de Begg; esta es la razón de su uso prácticamente universal en la actualidad. Estos son los principales avances en la evolución del aparato de arco de canto:

Control automático de la rotación. En su aparato original, Angle soldó unos ojales a las esquinas de las bandas para poder usar una ligadura independiente para corregir las rotaciones o controlar la tendencia de los dientes a girar durante su movimiento (v. fig. 10-18). Actualmente, es posible controlar la rotación sin necesidad de una ligadura adicional, utilizando brackets gemelos o brackets aislados con alas de extensión que contactan con la parte lateral del arco de alambre (brackets de Lewis o Lang) (fig. 10-21) para conseguir más fácilmente el momento necesario en el plano espacial de rotación.

Modificaciones en las dimensiones de la ranura de los brackets. En el capítulo 9 comentábamos la importancia de reducir el tamaño de la ranura original de Angle de 22 a 18 mil, así como las implicaciones de usar una ranura mayor con alambres de acero de menor diámetro. En esencia, actualmente existen dos aparatos modernos de arco de canto, ya que los aparatos de ranuras de 18 y de 22 tienen algunas aplicaciones bastante diferentes. En los capítulos 14-16 analizamos dichas diferencias.

Prescripciones de alambres rectos. Angle utilizaba el mismo tipo de bracket en todos los dientes, igual que los demás sistemas de aparatos. En la década de los ochenta, Andrews introdujo modificaciones en los brackets para los diferentes dientes con el objeto de suprimir los numerosos dobleces que había que realizar en los arcos de alambre para compensar las diferencias en la anatomía dental, y la adhesión facilitó considerablemente el uso de brackets diferentes para cada uno de los dientes. El resultado fue el aparato de «alambres rectos»,[7] que constituyó un paso fundamental para mejorar la eficiencia del aparato de arco de canto.

En el arco de canto original se necesitaban algunos dobleces vestibulolinguales en los arcos de alambre (*dobleces de primer orden,* o *de dentro-afuera*) para compensar las diferencias en el contorno de la superficie labial de cada uno de los dientes. En el aparato actual, esta compensación se ha incorporado a la base del propio bracket. Esto reduce la necesidad de incluir dobleces de compensación, aunque no la elimina totalmente debido a las variaciones individuales en el grosor de los dientes.

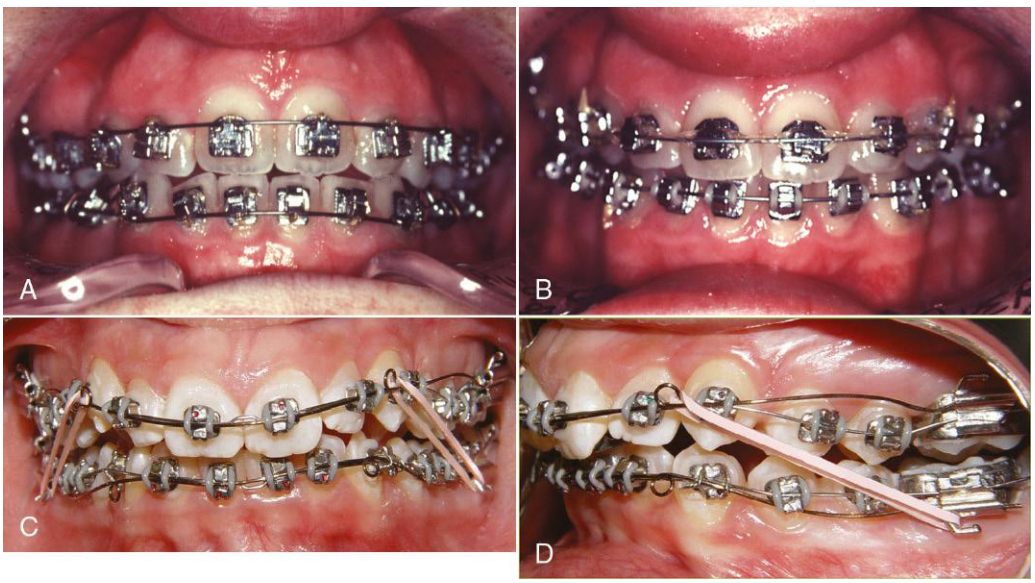


FIGURA 10-20 Utilizando unos brackets modificados, como este bracket de fase 4 con una ranura de arco de canto (de 18 × 25 o 21 × 25) y una ranura gingival de 22 × 32 en la que se puede retener un alambre con una aguja, se pueden combinar los principios mecánicos de los aparatos de Begg y de arco de canto. **A.** En este paciente en la primera fase de su tratamiento se han fijado con agujas unos alambres de NiTi (lo que permite el movimiento libre dentro de la ranura, a diferencia de la ligaduras que los sujetan en la ranura de arco de canto). **B.** En una fase más avanzada del tratamiento, se ligan a la ranura del arco de canto unos alambres más gruesos. **C.** Bracket Tip-Edge, que incluye una ranura rectangular abierta a un lado para permitir la inclinación de la corona en esa dirección sin una deflexión incisal del arco de alambre. Esto permite inclinar los dientes en la fase inicial del tratamiento, pero se puede usar un alambre rectangular para la torsión durante el acabado. **D.** Brackets Tip-Edge en la fase inicial del tratamiento, con arcos de alambre de acero de diámetro reducido. (**A** y **B,** por cortesía del Dr. W. J. Thompson; **C** y **D,** por cortesía del Dr. D. Grauer.)

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.



FIGURA 10-21 En los aparatos de arco de canto actuales se puede controlar la rotación con brackets gemelos (como se puede ver en la fig. 10-20, *C* y *D*) o brackets individuales con aletas antirrotación. **A.** Bracket cementado de una sola aleta (de Lang) con brazos antirrotación. **B.** Bracket de una sola aleta (de Lewis) soldado a una banda premolar. Tanto en **A** como en **B** se puede ver que el extremo de un brazo antirrotación entraría en contacto con la parte posterior del arco de alambre si el diente empezara a rotar, generando el par antirrotación necesario. Se puede ver igualmente que el alambre rectangular, de tamaño ligeramente inferior, atraviesa el bracket formando un ángulo y generando un momento de torsión para controlar la posición de las raíces.

Para poder colocar correctamente las raíces de la mayoría de los dientes es necesario angular los brackets respecto del eje longitudinal del diente. Originalmente, para conseguir esta colocación radicular mesiodistal se necesitaban algunos dobleces angulados en el arco de alambre; era lo que se conocía como dobleces de *segundo orden,* o de *inclinación.* La angulación del bracket o de su ranura permite limitar o eliminar la necesidad de estos dobleces.

Dado que la superficie vestibular de cada uno de los dientes presenta una inclinación muy variable en relación con la vertical verdadera, en el arco de canto original había que efectuar una torsión variable (conocida como dobleces de *tercer orden,* o de *torsión*) en determinados segmentos de cada arco de alambre rectangular, para que el alambre encajase de forma pasiva. Todos los pacientes necesitaban dobleces de torsión en todos los arcos de alambres rectangulares (y no solo cuando había que mover las raíces en sentido vestibular o lingual) con el objeto de evitar movimientos inadvertidos de los dientes colocados correctamente. En el arco de canto convencional, las ranuras de los brackets están inclinadas para compensar la inclinación de la superficie vestibular, de manera que los dobleces de tercer orden no son tan necesarios.

La angulación y los valores de torsión que se incorporan a los brackets suelen definirse como la *prescripción del aparato.* Evidentemente, cualquier prescripción basada en los valores medios de una población solo permitirá colocar bien los dientes considerados normales y no corregirá los casos que se salen de la media dentro de una población normal.

El aparato de arco de canto sigue evolucionando. Al final de este capítulo revisamos detalladamente los aparatos que se comercializan actualmente y sus prescripciones de brackets. Pero antes de pasar a los mismos, examinemos el embandado y la cementación como medios para poder fijar el aparato en su posición.

Bandas de anclaje

Indicaciones para el embandado

Hasta la década de los ochenta, la única manera práctica de colocar una fijación anclada consistía en adherirla a una banda que pudiera cementarse sobre un diente. Los ortodoncistas pioneros de principios del siglo xx utilizaban bandas de bronce, que se ajustaban alrededor de los molares mediante anclajes atornillados. Únicamente tras la aparición de bandas de oro a medida que se fabricaban con unos alicates especiales fue posible colocar anclajes cementados en muchos dientes. El uso de bandas de acero preformadas se generalizó en la década de los sesenta, pero actualmente se usan fundamentalmente para los molares.

Los brackets cementados presentan numerosas ventajas, y por esta razón ya no resulta apropiado embandar todos los dientes. No obstante, sigue habiendo algunas indicaciones para usar una banda en lugar de un anclaje adherido:

1. Dientes que vayan a soportar fuerzas intensas e intermitentes sobre sus anclajes. Esta es la principal indicación para el embandado en la actualidad. Un ejemplo excelente sería el de un primer molar superior sobre el que se aplica una fuerza extraoral a través de un casquete. Para oponerse a las fuerzas tangenciales y de torsión que suelen observarse al colocar o retirar el arco facial es mejor utilizar una banda de acero que un anclaje cementado.
2. Dientes que vayan a necesitar anclajes labiales y linguales, como un molar con un casquete y tubos para un arco lingual. Si se suelta alguna pieza, el paciente puede tragarse los anclajes linguales cementados aislados que no están unidos a ninguna parte del aparato.
3. Dientes con coronas clínicas cortas sobre las que resulta muy difícil cementar los brackets. Si un tubo o un bracket está fijado a una banda, puede desplazar ligeramente la encía al llevarlo a la posición correcta. Esto es mucho más difícil en el caso de los anclajes cementados. La decisión de embandar en lugar de cementar los segundos premolares en los adolescentes depende generalmente de la longitud de las coronas clínicas.
4. Dientes con restauraciones extensas. Aunque es posible cementar anclajes sobre porcelana, oro o amalgama, la fuerza de adhesión suele ser muy baja, y en el caso de la porcelana, el desprendimiento suele eliminar el brillo y deteriorar su aspecto. Por este motivo, si se dispone de poco

esmalte intacto para el cementado, el embandado puede resultar más sencillo y eficiente.

Aunque hay algunas excepciones, en la ortodoncia actual se prefieren casi siempre los anclajes cementados para los dientes anteriores y los premolares; para los primeros molares suelen utilizarse bandas, especialmente si se necesitan anclajes bucales y linguales, y para los segundos molares se recurre a la cementación si la exposición coronal lo permite, y a las bandas en caso contrario. No obstante, cada vez se utilizan más los anclajes cementados en todos los dientes, especialmente en pacientes mayores que tienen coronas clínicas alargadas y contactos más cerrados.

Pasos para el embandado

Separación. Unos contactos interproximales muy cerrados impiden colocar correctamente una banda, lo que significa que antes del embandado hay que utilizar normalmente algún dispositivo para separar los dientes. Aunque existen muchos tipos de separadores, el principio es el mismo en todos los casos: se coloca un dispositivo para que separe los dientes a la fuerza o actúe como una cuña durante el tiempo necesario para que se produzca el movimiento dental inicial, de tal manera que los dientes estén ligeramente separados para la sesión en la que se vayan a colocar las bandas.

Para separar los dientes posteriores se utilizan fundamentalmente dos métodos: 1) resortes de separación (fig. 10-22), que producen un efecto de tijera por encima y por debajo del contacto, y abren generalmente espacio suficiente para el embandado en 1 semana, aproximadamente, y 2) separadores elastoméricos («donuts»), aplicados tal como se muestra en la figura 10-23, que rodean el punto de contacto, empujando y separando los dientes durante varios días.

Los pacientes toleran mejor los separadores de resortes de acero, tanto al colocarlos y al retirarlos como durante la separación de los dientes. Estos separadores tienden a aflojarse y pueden desprenderse mientras cumplen su cometido, lo que constituye su principal inconveniente y la razón por la que solo se dejan colocados durante algunos días, y nunca más de 1 semana. Los separadores elastoméricos son más difíciles de colocar, pero suelen quedar perfectamente retenidos alrededor del punto de contacto y pueden dejarse colocados durante períodos algo más largos. Los separadores elastoméricos son radiotransparentes, y esto puede plantear un problema grave si se pierde alguno en el espacio interproximal. Conviene utilizar un material elastomérico de color brillante para poder visualizar mejor los separadores que se desplacen; nunca se debe dejar colocado un separador elastomérico durante más de 2 semanas.

Ajuste de las bandas. Actualmente disponemos de una gran variedad de bandas preformadas, de manera que preparar las bandas en el consultorio resulta bastante ineficiente. En la actualidad, casi todas las bandas vienen ya con fijaciones presoldadas. Esto permite ahorrar tiempo y usar plantillas para garantizar la exacta colocación del anclaje.

Para adaptar una banda preformada hay que estirar el acero inoxidable sobre la superficie dental. Esta maniobra sirve para moldear y endurecer al mismo tiempo el material de la banda, que es bastante blando en un primer momento. Esto significa que se necesita una fuerza bastante intensa para asentar una banda preformada. Para generar esta fuerza hay que utilizar los músculos masticadores del paciente, no la fuerza de los brazos del odontólogo o de su ayudante. Los pacientes pueden morder más fuerte y con un control mucho mayor, algo que se pone claramente de manifiesto en las contadas ocasiones en las que un paciente

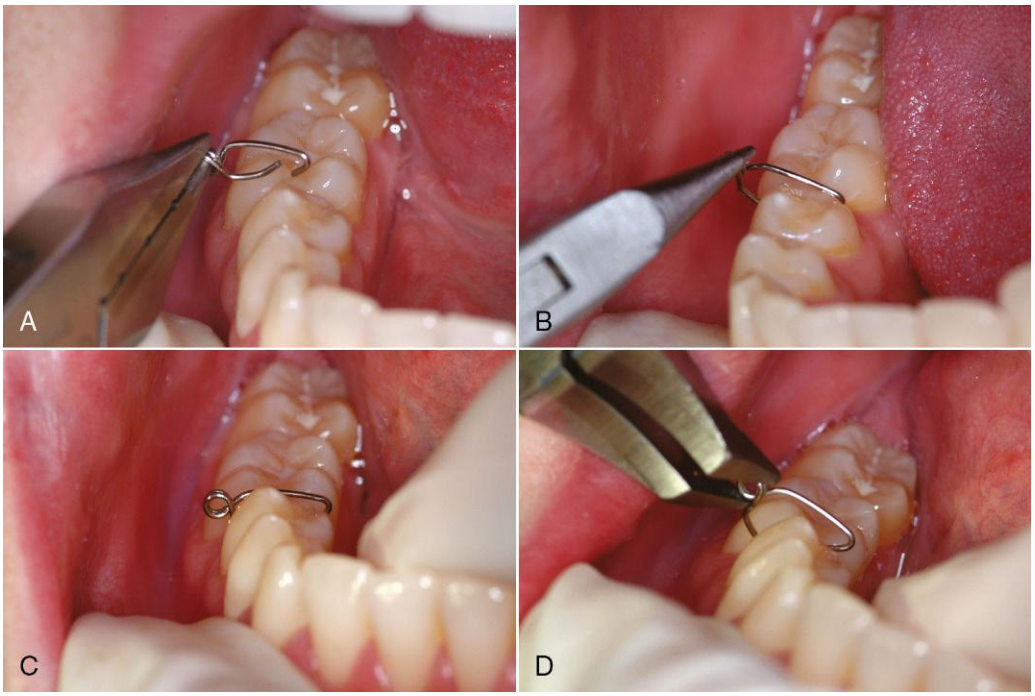


FIGURA 10-22 Separación con resortes separadores de acero. **A.** Se agarra el resorte por la base. **B.** Se coloca el extremo doblado del brazo más largo en la tronera lingual y se tira del resorte para abrirlo, de manera que el brazo más corto pueda deslizarse por debajo del contacto. **C.** El resorte colocado en su posición, con la espiral hacia el lado bucal. **D.** El resorte puede retirarse muy fácilmente comprimiendo la espiral para separar los brazos.

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

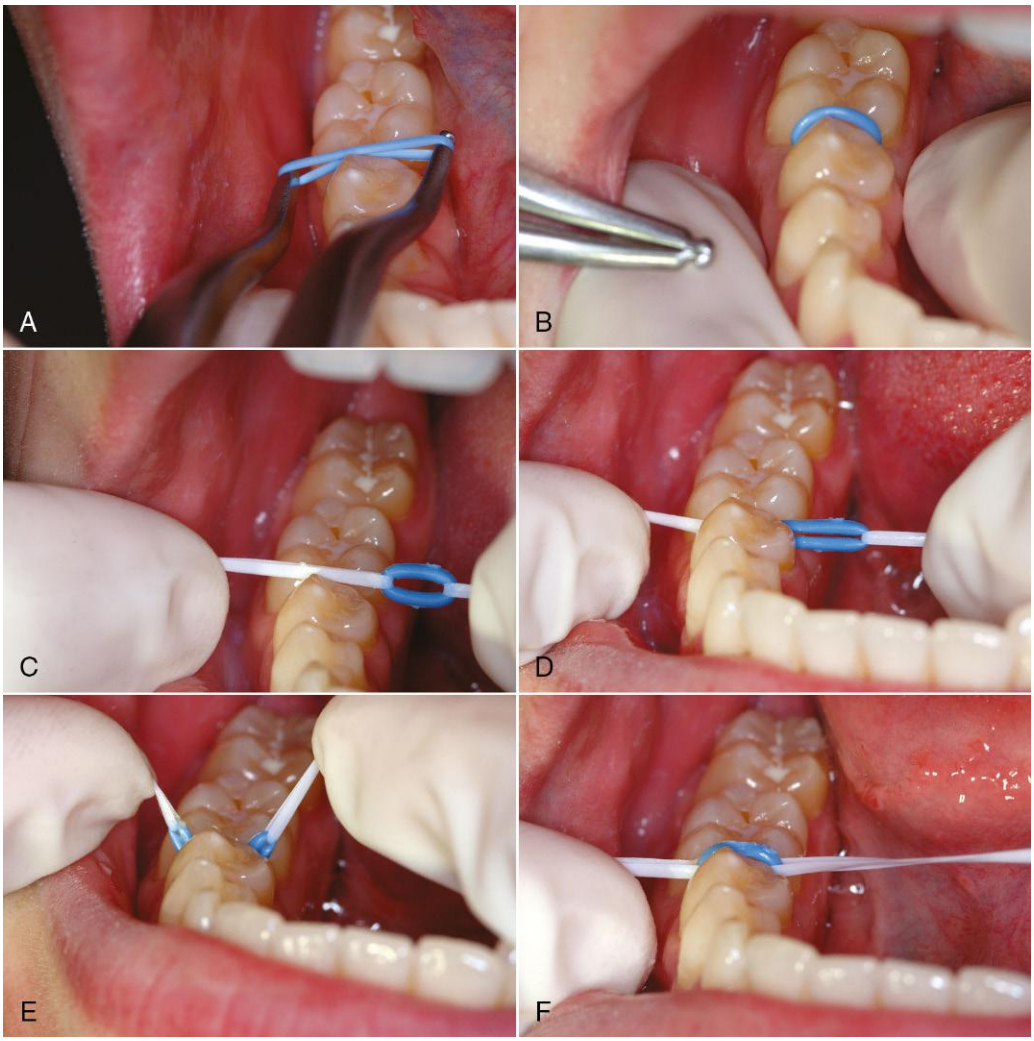


FIGURA 10-23 Separación mediante un anillo elastomérico o «donut». **A.** Se coloca el anillo elastomérico entre las puntas de unos alicates especiales y se estira. A continuación **(B),** se hace pasar un lado a través del contacto y se retiran los alicates para que el donut quede alrededor del contacto. **C.** En lugar de unos alicates especiales se pueden usar dos lazos de hilo dental para estirar el anillo. **D.** Se hace pasar el hilo dental a través del contacto y se tira del anillo hasta colocarlo por debajo del mismo. **E.** Se empuja el anillo hacia arriba. **F.** El anillo se sitúa en posición. A continuación, se retira el hilo dental.

no puede morder la banda para asentarla y el ortodoncista tiene que apretarla con la mano.

Las bandas preformadas están diseñadas para ajustarlas en una secuencia determinada, y es muy importante seguir las instrucciones del fabricante. Una banda típica para un molar superior está diseñada para colocarla inicialmente con la mano sobre las superficies mesial y distal, hasta colocarla casi a la altura de los bordes marginales. A continuación, se la hace descender hasta su posición presionando sobre las superficies mesiobucal y distolingual. Para asentarla definitivamente, el paciente debe morder con fuerza sobre la esquina distolingual. Las bandas para molares inferiores están diseñadas para asentarlas inicialmente presionando con la mano sobre las superficies proximales; después, el paciente tiene que morder con fuerza sobre el borde bucal, pero no sobre el lingual. Para asentar las bandas para los premolares superiores se suele presionar alternativamente sobre las superficies bucal y lingual, mientras que en las bandas para los molares y premolares inferiores hay que presionar con fuerza sobre la superficie bucal exclusivamente.

Cementación. Ahora hay cementos nuevos diseñados específicamente para uso ortodóncico que han desbancado al fosfato de cinc y los cementos de ionómero de vidrio que se utilizaban en el siglo xx. Suelen ser una mezcla de ionómero de vidrio y materiales resinosos, y generalmente son fotopolimerizables. Gracias a estos cementos han disminuido considerablemente los problemas de filtraciones bajo las bandas que conllevaban previamente un riesgo de descalcificación de los dientes embandados.

Antes de colocar una banda ortodóncica hay que recubrir de cemento toda su superficie interior, de manera que no quede metal al descubierto. Al colocar la banda, conviene cubrir la superficie oclusal para que el cemento rezume tanto por los bordes gingivales como por los bordes oclusales de la misma (fig. 10-24).

Anclajes cementados

Principios de la adhesión

La posibilidad de cementar los anclajes y no tener que utilizar bandas fue solo un sueño durante muchos años, hasta que de forma bastante brusca se convirtió en una práctica rutinaria en

la década de los ochenta. La cementación consiste en la unión mecánica de un adhesivo a las irregularidades de la superficie del esmalte dental y a los anclajes mecánicos formados en la base del anclaje ortodóncico. Por consiguiente, para poder conseguir una adhesión ortodóncica satisfactoria conviene prestar especial atención a tres componentes del sistema: la superficie dental y su preparación, el diseño de la base de la fijación y el propio material adhesivo.



FIGURA 10-24 Banda molar lista para cementar. El cemento debe cubrir toda la superficie anterior de la banda. Conviene colocar un dedo enguantado en la parte superior de la banda para llevarla a su posición, con el objeto de retener el cemento en la parte gingival de la misma.

Preparación de la superficie del diente. Antes de cementar un anclaje ortodóncico es necesario eliminar la película de esmalte y crear irregularidades en la superficie del mismo. Para ello, se limpia y se seca con cuidado la superficie del esmalte (procurando evitar una porosidad excesiva) y, a continuación, se trata con un ácido grabador, generalmente ácido fosfórico al 37% sin tamponar, durante 20-30 s. Con este tratamiento se elimina una pequeña cantidad del esmalte interprismático más blando y se abren poros entre los prismas de esmalte, de manera que el adhesivo pueda penetrar en la superficie del mismo (fig. 10-25). Actualmente, la superficie dental suele grabarse e imprimarse en un mismo paso, especialmente cuando se vuelve a cementar un bracket que se haya aflojado o desprendido. La superficie dental no debe contaminarse con la saliva, ya que esta favorece la remineralización inmediata, aunque con los nuevos materiales para la preparación dental no es tan necesario disponer de una superficie dental totalmente seca.

Superficie de los anclajes. La base de un tubo o un bracket cementado adherido debe permitir la formación de una unión mecánica entre el material adhesivo y la superficie de anclaje. En el caso de los brackets cerámicos se puede utilizar adhesión química o una unión mecánica. La unión química puede ser bastante fuerte y causar problemas a la hora de desprenderlos, y por esta razón actualmente se prefiere la adhesión mecánica para los brackets cerámicos y metálicos.

Materiales adhesivos. Un buen material adhesivo debe cumplir una serie de requisitos extraordinarios: debe mantener unas

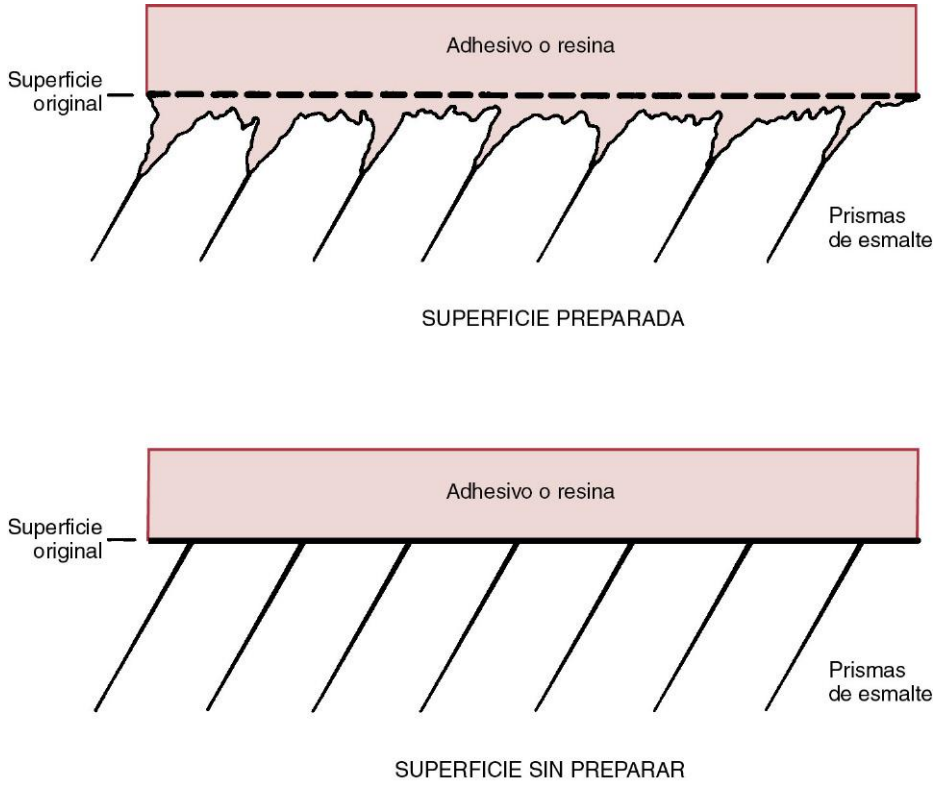


FIGURA 10-25 Representación esquemática del efecto que produce la preparación de la superficie del esmalte antes de la adhesión. El tratamiento previo con ácido fosfórico produce unas irregularidades minúsculas en la superficie del esmalte, lo que permite que el material adhesivo forme unos «entrantes» que se entrelazan mecánicamente con la superficie del esmalte.

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

dimensiones estables; ser bastante fluido para poder penetrar en la superficie del esmalte; tener una resistencia inherente excelente, y ser fácil de utilizar en la práctica.

Hasta hace poco tiempo, los adhesivos preferidos eran las resinas acrílicas con relleno fotopolimerizables (bis-GMA), pero están siendo reemplazadas por nuevos cementos resinosos autoadhesivos (que incorporan un imprimador autograbable o un componente autoadhesivo), ya que requieren menos preparación de la superficie dental. Los nuevos cementos no tienen tanta fuerza de adhesión a los brackets metálicos como los adhesivos de grabar y enjuagar de uso corriente, pero uno de ellos ha demostrado ya la misma fuerza de adhesión a los brackets cerámicos.[8]

También se pueden usar como adhesivos ortodóncicos algunos cementos de ionómero de vidrio modificados. Tienen la ventaja potencial de que producen menos descalcificación alrededor de los brackets debido a que liberan flúor (v. comentario más adelante); pero también tienen el gran inconveniente de que proporcionan una fuerza adhesiva bastante inferior y, por consiguiente, el riesgo de desprendimiento es mayor, lo que obliga a volver a cementar los brackets durante el tratamiento.

Adhesión directa. Durante la adhesión directa, el odontólogo determina la posición de los brackets dentro de la boca durante el mismo proceso de adhesión. Esta técnica puede dar resultados bastante buenos como procedimiento ordinario. Incluso cuando se adhieren indirectamente la mayoría de los anclajes (tal como se describe a continuación), la adhesión directa resulta mucho más eficiente cuando hay que recolocar un solo bracket. Después de preparar la superficie del diente se puede usar una resina compuesta quimiopolimerizable con un tiempo de fraguado muy rápido o un material fotopolimerizable.

La mayor dificultad de la adhesión directa radica en que el odontólogo tiene que ser capaz de juzgar la posición correcta del anclaje y debe trabajar con rapidez y exactitud. Dispone de menos oportunidades que en el laboratorio para poder medir con precisión la posición del bracket o para realizar ajustes detallados. Generalmente se acepta que, por esta razón, la adhesión directa no permite una colocación de los brackets tan exacta como la adhesión indirecta. Por otra parte, la adhesión directa resulta más sencilla, rápida (especialmente si solo se van a cementar brackets a algunos dientes) y barata (ya que se suprimen los procesos de fabricación en el laboratorio).

En la figura 10-26 se ilustran los diferentes pasos de la técnica de adhesión directa con una resina fotopolimerizable. Actualmente, las resinas fotopolimerizables se utilizan más que las quimiopolimerizables debido a que los materiales fotopolimerizables más recientes ofrecen mayor margen de tiempo y suelen tener una fuerza de adhesión muy superior.

Adhesión indirecta. Permite colocar los brackets con mucha exactitud sobre modelos dentales en un laboratorio, y usar después una plantilla o una cubeta para transferir las posiciones de los brackets al paciente. Tiene la ventaja de que permite colocar los brackets con más precisión que la que se puede conseguir con la adhesión directa debido a que se pueden examinar los dientes desde todos los ángulos sin las limitaciones que imponen las mejillas y la saliva. El odontólogo puede efectuar montajes indirectos en el laboratorio de su consultorio, pero actualmente se utilizan con mayor frecuencia modelos estereolitográficos fabricados a partir de las impresiones que se envían a alguna empresa (Cadent, E-Models, otras) que también produce modelos digitales como parte de los registros diagnósticos. Una impresión en alginato (que se puede obtener con relativa rapidez en el laboratorio del consultorio) proporciona un modelo de trabajo bastante exacto para la adhesión indirecta, pero para el escaneado digital posterior se requieren impresiones más estables. En la figura 10-27 se ilustran los diferentes pasos clínicos y de laboratorio de la adhesión indirecta.

Durante la adhesión indirecta puede resultar bastante problemático obtener una fuerza de adhesión óptima y evitar al mismo tiempo que el adhesivo rezume alrededor del bracket, ya que la presencia de la cubeta impide eliminar el sobrante sin polimerizar. Una posible solución consiste en usar materiales quimiopolimerizables que no es necesario mezclar. La resina compuesta se aplica sin polimerizar sobre la superficie del diente y el catalizador para la polimerización se extiende sobre el dorso de los brackets. Al colocar la cubeta de transporte de los brackets sobre la superficie dental, la resina situada inmediatamente por debajo del bracket se activa y se polimeriza, pero el exceso de resina que hay alrededor de los bordes de los brackets no polimeriza y puede eliminarse fácilmente después de retirar la cubeta de estos. Sin embargo, en algunos estudios se ha observado un mayor porcentaje de fallos de la adhesión con esta técnica, ya que depende de la difusión del material para conseguir una polimerización correcta. También se puede usar una resina quimiopolimerizable que se mezcla antes de aplicarla a los brackets y los dientes, pero hay que extremar las precauciones para limitar el exceso de resina. Por último, se puede usar un material fotopolimerizable fluido con una cubeta transparente, pero la polimerización de la resina sobre cada uno de los brackets de la cubeta lleva más tiempo que si se usa un producto quimiopolimerizable. Cualquiera que sea la técnica que se utilice, es muy importante aislar adecuadamente la zona para poder conseguir una fuerza de adhesión adecuada.

En estos momentos resulta cada vez más popular el uso rutinario de la adhesión indirecta. Los brackets fabricados a medida para un paciente determinado requieren una colocación muy exacta que únicamente se puede conseguir con la adhesión indirecta. Y en general, cuanto peor es la visibilidad, más dificultades plantea la adhesión directa y más indicada está la técnica indirecta. Por este motivo, la adhesión indirecta es casi obligada para los anclajes linguales. No es difícil cementar un botón o un gancho lingual aislados, pero sí lo es colocar con exactitud los anclajes para un aparato lingual, e incluso la inserción de un retenedor lingual fijo resulta mucho más sencilla si se utiliza la técnica indirecta y una cubeta de transferencia.

Desembandado/descementado. Tan importante como colocar correctamente un aparato fijo lo es poder retirarlo. La retención de las bandas depende sobre todo de la elasticidad del material que rodea el diente. A ello se suma el cemento con el que se sella el espacio entre la banda y el diente, pero una banda sujeta únicamente por el cemento no está suficientemente retenida. No hay ningún cemento para bandas ortodóncicas que se adhiera fuertemente al esmalte (y esta es la razón por la que no se pueden utilizar cementos para bandas en la adhesión de los brackets). Cuando la banda se deforma a causa de la fuerza utilizada para retirarla, el cemento se desprende de la banda o del diente y casi no hay ninguna posibilidad de que pueda dañar la superficie del esmalte.

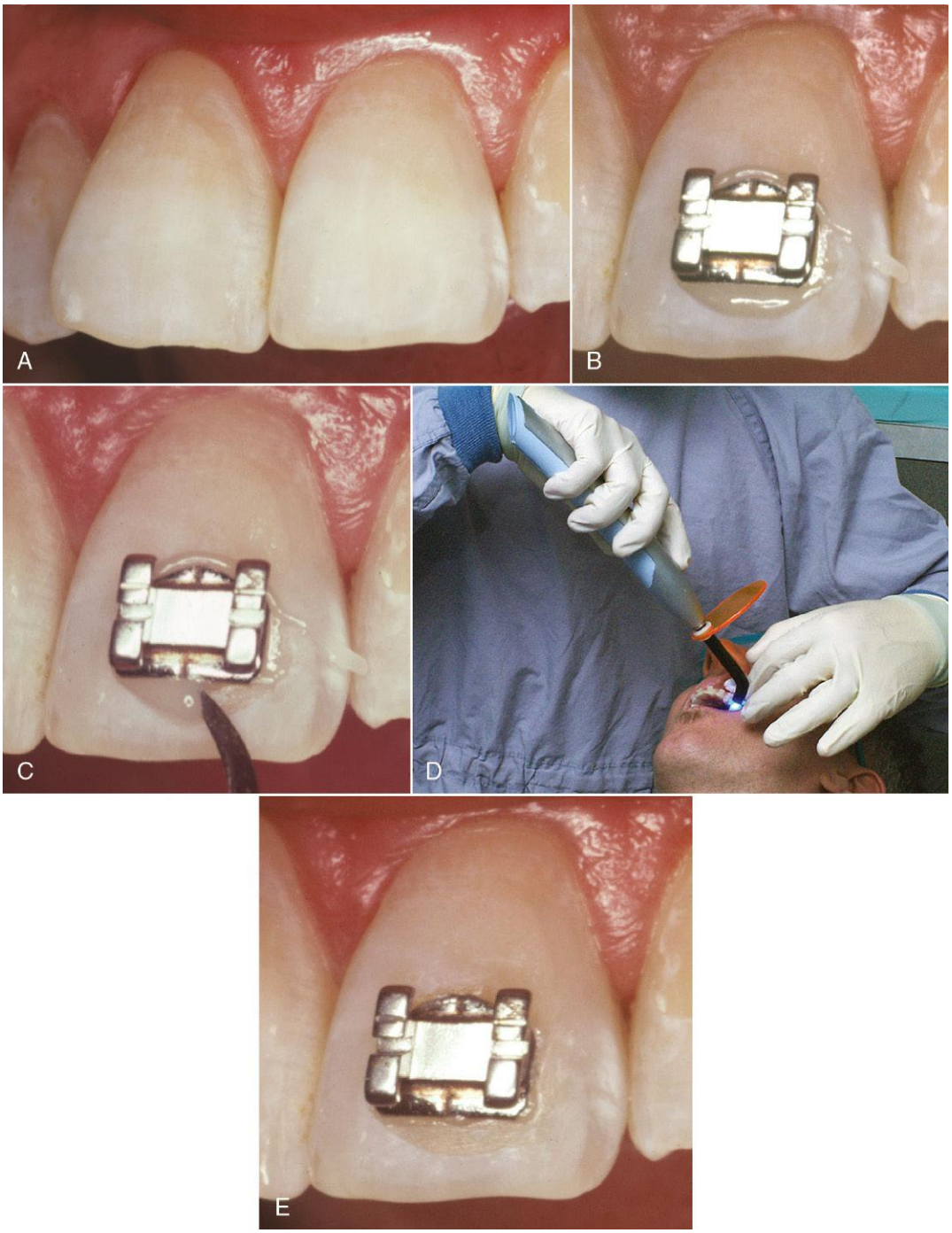


FIGURA 10-26 Pasos para la adhesión directa. **A.** Tras el grabado, la superficie del diente presenta un aspecto ligeramente tizoso o escarchado al secarse (con los materiales modernos para la preparación dental ya no es necesario secar la superficie, aunque sí es necesario grabarla). **B.** Se aplica un poco de adhesivo en la malla del reverso del bracket y se comprime contra la superficie del diente. **C.** Se elimina el exceso de material adhesivo de los alrededores del bracket. **D.** Con los materiales fotopolimerizables lo mejor es utilizar una lámpara inalámbrica para activar el proceso de adhesión. **E.** El bracket cementado en su posición.

La mayor fuerza de los adhesivos puede representar un problema potencial a la hora de despegar los brackets. Cuando se retira un bracket cementado puede producirse un fallo en alguna de estas tres superficies de unión: entre el adhesivo y el bracket, en el interior del propio material adhesivo, o entre el adhesivo y la superficie del esmalte. Si se ha conseguido una adhesión muy fuerte con el esmalte (como sucede con los materiales modernos), el fallo en la superficie del esmalte al desprender el bracket es un efecto indeseable, ya que el material adhesivo puede romper la superficie del esmalte al separarlo. La zona habitual (y preferida) de desprendimiento al retirar los brackets es la superficie de unión entre el material adhesivo y el propio bracket. La forma más segura de retirar un bracket metálico consiste en deformar la base del mismo, lo que favorece la separación entre el bracket y el adhesivo. El bracket resulta dañado, de manera que no se puede volver a utilizar. La principal razón para no reciclar ni reutilizar

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

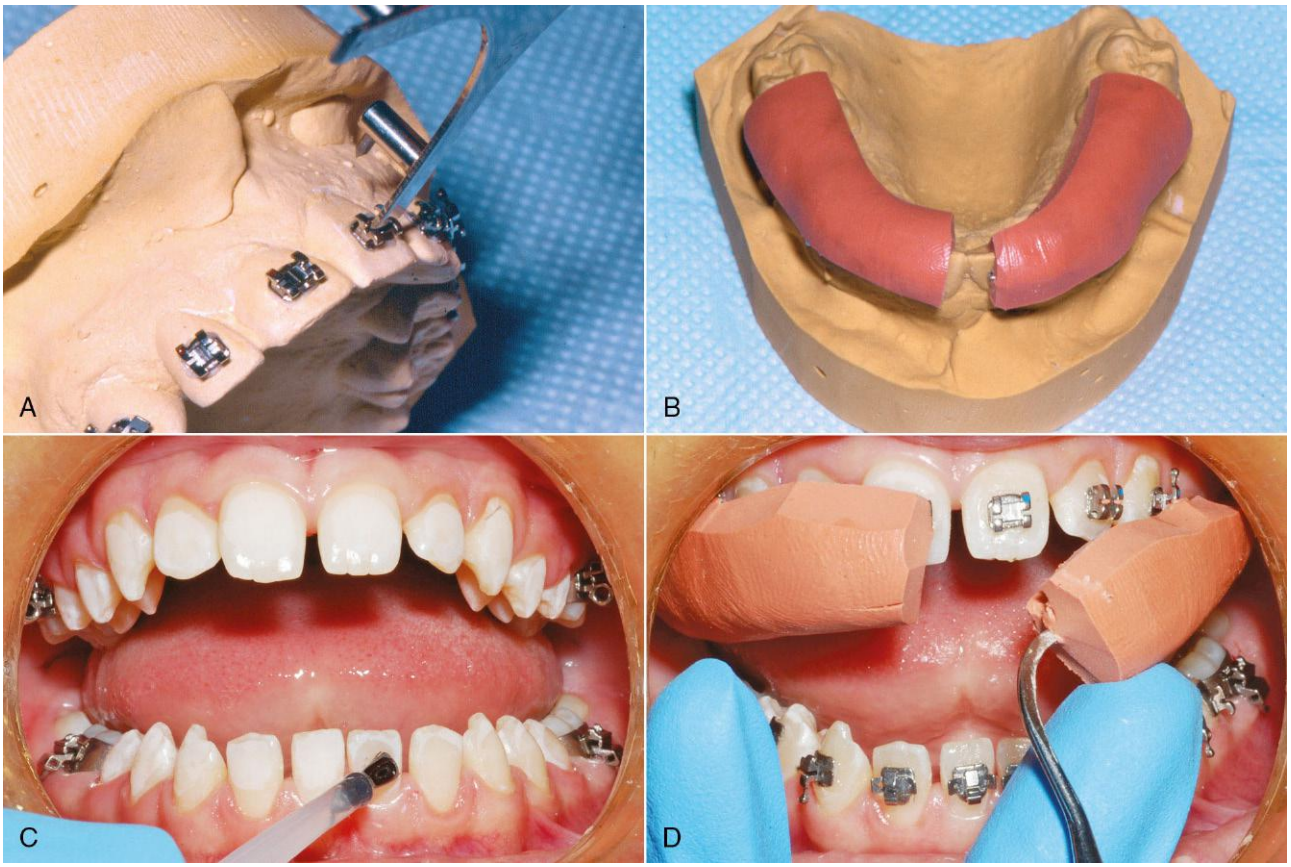


FIGURA 10-27 Pasos para la adhesión indirecta. **A.** Los brackets se colocan exactamente como se desee sobre un modelo de los dientes y se fijan mediante una resina con relleno. **B.** Una vez que los brackets han quedado cementados en la posición ideal, se fabrica una cubeta de transferencia con una masilla de siloxano de polivinilo. Seguidamente, se sumergen las cubetas en agua templada para separarlas del modelo de trabajo y se recortan. **C.** Se aíslan los dientes, se graban con ácido y se aplica una resina quimiopolimerizable de dos componentes sobre el esmalte grabado y los brackets. A continuación, se colocan las cubetas de transferencia. **D.** Una vez que la resina ha fraguado totalmente, se retiran las cubetas con cuidado, dejando los brackets adheridos a los dientes.

los brackets es la posibilidad de que el esmalte pueda resultar dañado si se intenta retirar un bracket sin deformar su base. Si se puede extraer un bracket sin dañarlo, se puede limpiar, esterilizar y reutilizar sin ningún riesgo para el paciente, igual que cualquier otro dispositivo médico.

Despegar los brackets cerámicos representa un problema especial debido a que no se puede deformar su base. Se rompen antes de doblarse. Hay dos maneras de conseguir la adhesión entre un bracket cerámico y el material adhesivo: retención mecánica por medio del relieve en la base del bracket, igual que en los brackets metálicos, o adhesión química entre el adhesivo y la base tratada del bracket. Es bastante posible crear una unión muy fuerte entre el adhesivo y una base de bracket tratada por medios químicos de tal manera que la unión no falle en ese punto, pero en ese caso, al retirar el bracket, se corre el riesgo real de dañar la superficie del esmalte. Poco después de la aparición de los brackets cerámicos empezaron a publicarse datos sobre daños en el esmalte al despegarlos, y esto ha constituido un problema desde entonces.

En una sección posterior sobre materiales modernos para brackets se describen algunas modificaciones en los brackets cerámicos para favorecer el desprendimiento en la superficie de unión adecuada, así como técnicas electrotérmicas y con láser para debilitar el adhesivo durante el desprendimiento.

Prevención y control de la descalcificación del esmalte

Prevalencia y prevención. Las manchas blancas (unas zonas antiestéticas de descalcificación que aparecen alrededor de los brackets) son un problema bien conocido que se ha ido agravando a medida que los brackets cementados han sustituido a las bandas, al quedar expuesta una superficie mayor del diente. Aunque los brackets adheridos no dañan directamente los dientes, dificultan la limpieza de la placa. Los dientes más problemáticos son los incisivos superiores, y especialmente los laterales. En un estudio reciente de 338 pacientes tratados en una clínica ortodóncica universitaria se comprobó que el 36% de los mismos tenían al menos una lesión en un incisivo superior al finalizar el tratamiento, a pesar de todas las medidas preventivas. Entre los factores de riesgo destacaban la juventud al comenzar el tratamiento, la mala higiene bucal antes de iniciar el tratamiento y las menciones de mala higiene durante el tratamiento.[9]

Las lesiones pueden ser cariosas o no; las lesiones cariosas son rugosas y porosas, y las no cariosas son lisas y brillantes. Se observa alguna forma de remineralización natural, y por este motivo las lesiones cariosas tienen mejor pronóstico, ya que su superficie es porosa. No obstante, las lesiones no suelen desaparecer por sí solas. En un estudio reciente publicado después de 14 años de

seguimiento, se aseguraba que la mayoría de las manchas blancas observadas al término del tratamiento persistían después de ese período de tiempo.[10]

El agua fluorada y los dentífricos con flúor representan medidas muy eficaces para controlar la caries en la población general, y deben considerarse como una parte esencial de cualquier programa para prevenir las manchas blancas. Algunas pruebas parecen demostrar que un enjuague diario con fluoruro sódico neutro al 0,05% ayuda a prevenir las manchas blancas.[11] Evidentemente, el principal problema que tienen los dentífricos y los enjuagues es el del uso esporádico o el olvido. En general, para los pacientes propensos a la caries se recomienda aplicar un barniz de fluoruro cada 6 meses; en los pacientes ortodóncicos que no cumplen nuestras instrucciones y desarrollan lesiones puede ser aconsejable aumentar la frecuencia de las aplicaciones de barniz de fluoruro, aunque las pruebas al respecto son poco concluyentes.[12] Un último recurso para aquellos pacientes que no siguen nuestras instrucciones y presentan acumulación persistente de placa puede ser un programa de enjuagues diarios con clorhexidina durante poco tiempo (normalmente 14 días), a pesar de que puede manchar los dientes.

Se han comercializado diferentes adhesivos que liberan flúor con la esperanza de que pudieran controlar la descalcificación alrededor de los brackets, pero en una revisión de 2010 de los datos publicados se llegaba a la conclusión de que no se ha podido demostrar de manera concluyente que tengan algún efecto contra las manchas blancas.[12] El problema radica en que estos productos liberan flúor abundantemente en un primer momento, y después liberan muy poco o nada antes de que se pueda completar un tratamiento ortodóncico habitual de 18 a 24 meses. Un informe publicado recientemente demuestra que en el laboratorio se puede conseguir una liberación de flúor razonablemente sostenible a partir de módulos elastoméricos, con una eficacia clínica aceptable durante un período de 25 días.[13] Como las ligaduras elastoméricas se sustituyen en todas las citas, si se puede mantener una liberación aceptable con unos intervalos entre citas de 6 a 8 semanas, esta opción puede resultar más eficaz, pero todavía no se han publicado datos clínicos al respecto.

Tratamiento de las manchas blancas. En una revisión reciente, Guzmán-Armstrong et al. proponían un método de tratamiento escalonado que hemos tomado como base para el siguiente comentario:[14]

- Después de retirar las abrazaderas, lo primero que hay que hacer para tratar las manchas blancas es permitir la remineralización natural durante un período de hasta 6 meses. Las lesiones activas de superficie mate, picada y porosa recuperan la translucidez normal del esmalte mejor que las lesiones inactivas de superficie plana o brillante, aunque normalmente se observa la disminución del tamaño de las lesiones activas e inactivas. Durante este período se debe evitar el fluoruro en concentraciones elevadas, ya que puede interrumpir la remineralización y producir manchas. Se ha propuesto igualmente el uso de otros materiales para favorecer la remineralización, pero no se han publicado estudios clínicos a largo plazo que demuestren un efecto beneficioso añadido en comparación con la remineralización natural.
- Después de haber dejado algún tiempo para que se produzca la remineralización natural, lo segundo que habría que hacer sería un blanqueamiento externo para intentar camuflar las manchas blancas, una medida que suele ser bien recibida por los pacientes. Esta medida debe utilizarse solo en pacientes con una higiene adecuada; posteriormente hay que aplicar fluoruro tópico, ya que el blanqueamiento incrementa el riesgo de caries.
- En tercer lugar, en los pacientes con problemas graves que no han respondido bien al blanqueamiento se puede recurrir a la microabrasión con ácido para eliminar la capa externa de las lesiones, y aplicar después Recaldent o MI Paste Plus. Para la microabrasión se aplica varias veces una lechada de piedra pómez-ácido clorhídrico, que elimina físicamente el esmalte manchado y crea además una superficie de esmalte liso con propiedades ópticas diferentes. Aunque no se suele perder más de 250 μm de espesor del esmalte, los dientes tratados pueden parecer más oscuros tras el tratamiento, y el blanqueamiento externo en este momento puede ayudarnos a restablecer el color y el brillo normales. En un estudio sobre la eficacia de la microabrasión en 16 dientes afectados de 8 pacientes se consiguió reducir un 83%, por término medio, el tamaño de las manchas blancas, y se obtuvieron los mejores resultados en las lesiones más extensas.[15]
- Por último, se procede a la restauración con carillas de resina o porcelana.

Del primer paso se puede ocupar perfectamente el ortodoncista. A partir de ese momento, conviene recurrir al odontólogo general o a un especialista en odontología restauradora.

Características de los aparatos fijos actuales

Materiales de los aparatos

Brackets de acero inoxidable colado o moldeado por inyección de metal. Los brackets y los tubos para un aparato de arco de canto deben fabricarse con mucha exactitud para conseguir una precisión mínima de una milésima en las dimensiones de la ranura interna. Hasta la aparición hace poco tiempo de los brackets cerámicos y de titanio, los aparatos fijos se han fabricado totalmente de acero inoxidable durante muchos años, y el acero sigue siendo el material estándar empleado para los componentes de estos aparatos.

Actualmente, disponemos de dos métodos para fabricar los brackets y los tubos del arco de canto: el moldeado por inyección de metal (MIM) y el colado. La mayoría de los brackets y tubos para los aparatos actuales se fabrican actualmente mediante MIM, pero en algunos casos se utiliza el colado. El fresado de la ranura de un bracket colado proporciona la máxima precisión en el tamaño de la ranura, ya que permite corregir los errores inducidos por la contracción de la pieza colada al enfriarse.

El titanio como alternativa al acero inoxidable. El níquel es un material potencialmente alérgeno. Dado que el acero inoxidable contiene bastante níquel, los ortodoncistas tienen suerte de que las reacciones mucosas por alergia al níquel sean mucho menos frecuentes que las reacciones cutáneas. Es bastante frecuente observar reacciones de sensibilización cutánea al níquel por contacto de la piel con bisutería barata, y el 10% o más de la población tiene actualmente algún grado de sensibilidad al níquel.[16] La mayoría de los pacientes que manifiestan reacciones cutáneas toleran bastante bien los aparatos ortodóncicos de acero inoxidable; pero algunos no los toleran, y parece que el número de los mismos está aumentando. En algunos países

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

europeos se está considerando actualmente la posibilidad de prohibir los aparatos ortodóncicos de acero debido al riesgo de respuestas alérgicas.

Las alternativas metálicas al acero son el oro, desechado hace ya mucho tiempo debido a problemas técnicos y económicos, y el titanio, que no contiene níquel y es muy biocompatible. Desde la década de los ochenta se utilizan arcos de alambre de titanio, y desde que comenzó este siglo ha aumentado rápidamente el uso de brackets y tubos del titanio cementados. Además de sus propiedades hipoalergénicas, parece que los brackets y tubos de titanio se desprenden menos, debido quizás a que este material es más «permeable» y los adhesivos se adhieren mejor a la almohadilla de retención, probablemente porque el titanio es más elástico que el acero y absorbe mejor los impactos. En los pacientes alérgicos al níquel habría que elegir entre estos brackets y los de materiales no metálicos.

Materiales no metálicos. Se ha intentado por todos los medios fabricar aparatos fijos más estéticos eliminando su aspecto metálico. La supresión de las bandas metálicas, tan antiestéticas, supuso un gran avance para el desarrollo de la adhesión para aplicaciones ortodóncicas. El desarrollo de sistemas eficaces para la adhesión directa posibilitó el uso de brackets transparentes o de color dental para los dientes anteriores (fig. 10-28). Aunque los brackets de plástico empezaron a utilizarse con un entusiasmo considerable en la década de los ochenta y han seguido comercializándose desde entonces, presentan tres problemas a los que no se ha podido encontrar una solución: 1) la pigmentación y el cambio de color, especialmente en aquellos pacientes que fuman o toman café; 2) la escasa estabilidad dimensional, que no permite conseguir ranuras exactas en los brackets o transmitir a los mismos todas las características de los alambres rectos, y 3) la fricción entre los brackets de plástico y los arcos de alambre metálicos, que dificulta considerablemente el deslizamiento de los dientes a una nueva posición. Para resolver los dos últimos problemas se pueden usar ranuras metálicas en los brackets de plástico, pero incluso con esta modificación los brackets de plástico solo pueden utilizarse cuando no se requieren movimientos dentales muy complejos.

Los brackets cerámicos, que empezaron a comercializarse a finales de la década de los ochenta, permiten obviar en gran medida las limitaciones estéticas de los brackets de plástico, ya que son bastante duraderos y resistentes a la pigmentación. Además, pueden moldearse a medida para los diferentes dientes y tienen unas dimensiones muy estables, de manera que se pueden incorporar con gran precisión las angulaciones y las ranuras necesarias para los aparatos de alambre recto. Actualmente, se comercializan varios tipos diferentes de brackets cerámicos (tabla 10-2).

Los brackets cerámicos fueron recibidos con gran entusiasmo y su uso se popularizó inmediatamente, pero muy pronto surgieron algunos problemas por la fractura de los brackets, la fricción en sus ranuras, el desgaste de los dientes que entraban en contacto con estos brackets, y los daños en el esmalte al retirarlos. Los brackets cerámicos pueden fracturarse de dos maneras: 1) por la pérdida de una parte de los mismos (p. ej., las alas de ligadura) al cambiar el arco de alambre o al comer, y 2) por agrietamiento del bracket al aplicar fuerzas de torsión. Los materiales cerámicos

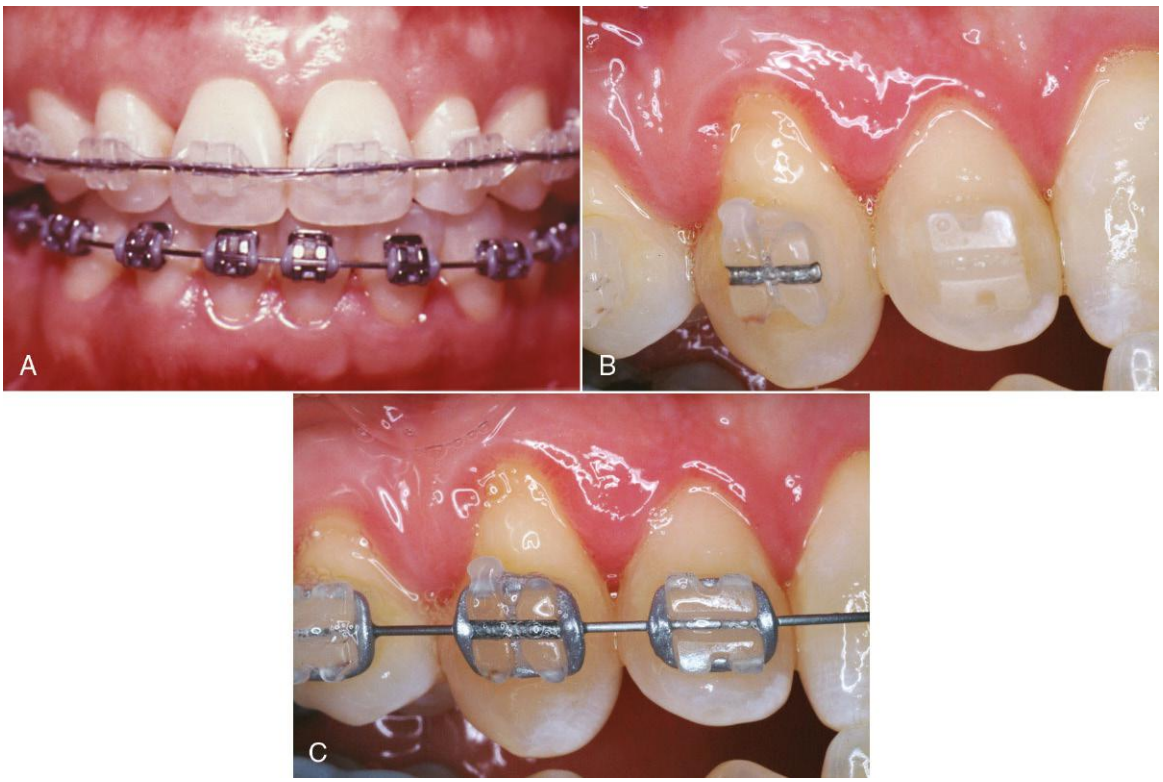


FIGURA 10-28 **A.** Brackets gemelos cerámicos sobre los dientes anteriores de la arcada superior, con brackets de acero en todos los dientes que no son muy visibles. Utilizando brackets cerámicos de este modo se evita el riesgo de abrasión del esmalte por el contacto funcional de los mismos con los dientes y se aprovechan las ventajas estéticas de este tipo de material. **B.** Brackets cerámicos con y sin ranura metálica, sin el alambre. **C.** Los mismos brackets con el alambre colocado. El aspecto es muy parecido cuando se coloca un arco de alambre.

TABLA 10-2

Brackets cerámicos

Material	Fabricante	Nombre
Alúmina policristalina (APC)	American	20/40 Virage
	Dentaurum	Fascination 2
	GAC	Allure
		Mystique
		Innovation-C
	Ormco	Damon Clear
	Rocky Mountain y muchos otros	Signature
APC con ranura metálica	Unitek	Clarity
	Rocky Mountain	Luxi II
Alúmina monocristalina	American	Radiance
	Ormco	Inspire Ice
	Ortho Technology	PURE

son una variedad de vidrio, y lo mismo que el vidrio los brackets cerámicos suelen ser bastante frágiles. Dado que el acero es mucho más resistente a la fractura, los brackets cerámicos tienen que ser más voluminosos que los de acero inoxidable, además tienen un diseño más ancho que el utilizado habitualmente en los de acero.

La mayoría de los brackets cerámicos que se comercializan actualmente se fabrican con alúmina, ya sea a partir de unidades monocristalinas o policristalinas. En teoría, los brackets monocristalinos deberían ser más resistentes, y esto es así hasta que la superficie del bracket se raya. En ese momento, la pequeña grieta superficial tiende a extenderse y la resistencia a la fractura es igual o menor que la de los materiales policristalinos. Por supuesto, los brackets pueden rayarse durante el tratamiento.

Aunque a este respecto los brackets cerámicos son mejores que los de plástico, la cerámica se opone más al deslizamiento que el acero. Debido a los numerosos cristales, los brackets de alúmina policristalina presentan una superficie relativamente rugosa (fig. 10-29). Aunque la alúmina monocristalina es lisa como el acero, los brackets de este material no se deslizan bien, debido probablemente a una interacción química entre el alambre y el

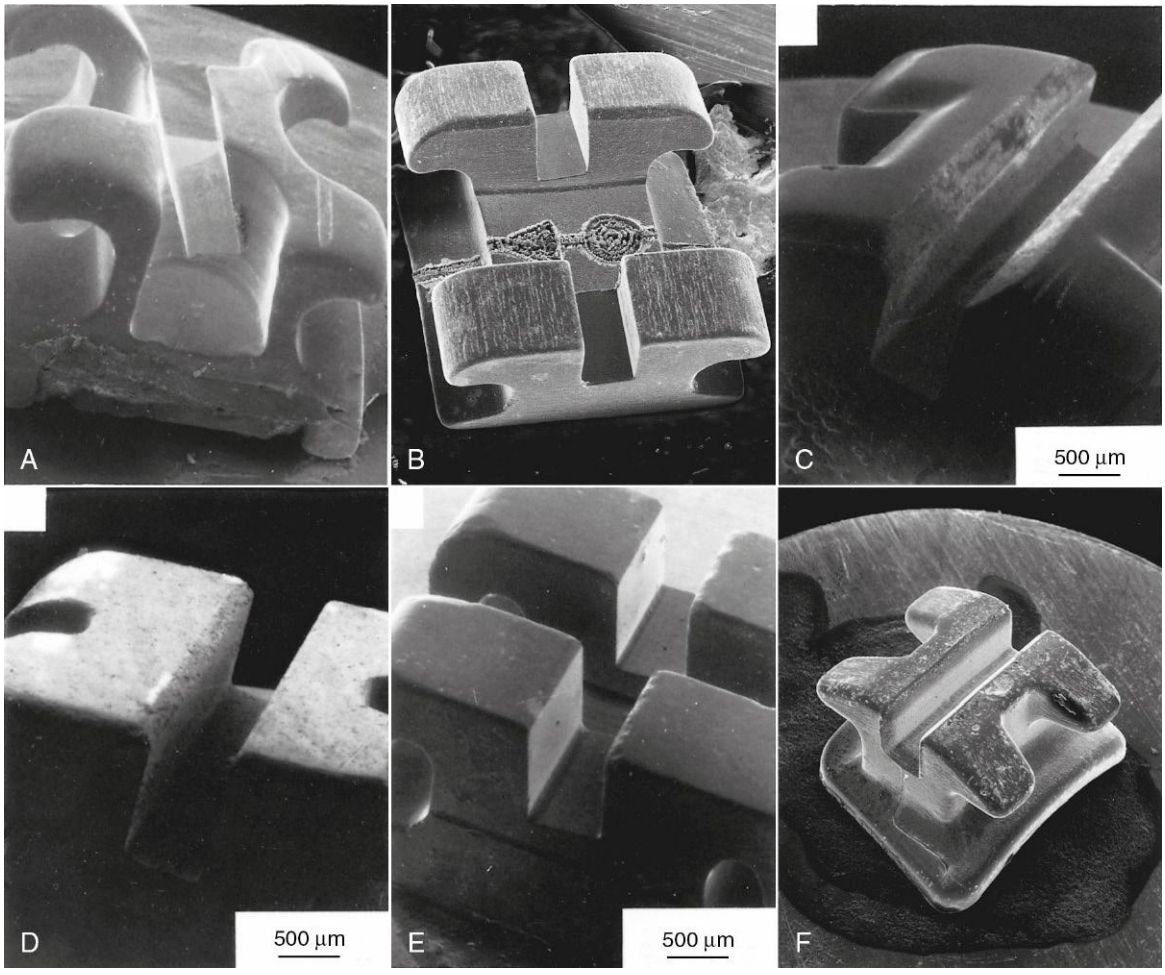


FIGURA 10-29 Microfotografía electrónica de barrido de diferentes brackets. **A.** Bracket de acero inoxidable. **B.** De titanio comercialmente puro. **C.** De alúmina policristalina. **D.** De alúmina policristalina. **E.** De alúmina monocristalina. **F.** De circonio policristalino. Los brackets de acero y de alúmina monocristalina tienen una superficie muy lisa en comparación con la superficie más rugosa de los de alúmina policristalina y de circonio (que varían de unos fabricantes a otros). La ranura de los brackets de titanio es bastante lisa, pero no tanto como la de los brackets de acero. (Por cortesía del Dr. R. Kusy.)

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

material del bracket. Por este motivo, algunos brackets cerámicos incorporan actualmente una ranura metálica.

Muchos pacientes muerden los brackets o los tubos en algún momento de su tratamiento. El contacto con un bracket de acero o de titanio apenas desgasta el esmalte, pero los brackets cerámicos pueden abrasar el esmalte con bastante rapidez. Se puede evitar este riesgo en gran medida utilizando los brackets cerámicos únicamente en los dientes anteriores de la arcada superior, que es la zona que tiene mayor importancia estética. La mayoría de los pacientes que buscan el efecto estético aceptan los brackets cerámicos solo en las zonas de mayor visibilidad y los de acero o titanio en las demás zonas.

Como ya hemos señalado anteriormente, en la sección sobre el desprendimiento de los brackets, los brackets cerámicos pueden causar problemas cuando hay que desprenderlos. La mayoría de los fabricantes ofrecen actualmente unos alicates especiales para sus brackets cerámicos, que incorporan una característica exclusiva para facilitar su separación. También se puede usar un instrumento térmico o de láser para calentar y debilitar el adhesivo, induciendo la rotura en el seno del propio material. Este tipo de separación térmica es bastante eficaz y reduce el riesgo de daños en el esmalte.[17] Desgraciadamente, se corre el riesgo de dañar la pulpa dental si no se controla bien la aplicación del calor y, por este motivo, no ha alcanzado una aceptación generalizada.

Es muy probable que los brackets de plástico compuesto se conviertan en pocos años en el mayor avance en el campo de los brackets. Existen ya plásticos compuestos con mejores propiedades físicas que cualquier metal y que podrían utilizarse para fabricar brackets y arcos de alambre. Solo hay que solventar los problemas técnicos para poder fabricar brackets con mejores propiedades mecánicas, y dado que los plásticos compuestos pueden ser prácticamente de cualquier color, es probable que proporcionen además un aspecto muy superior.

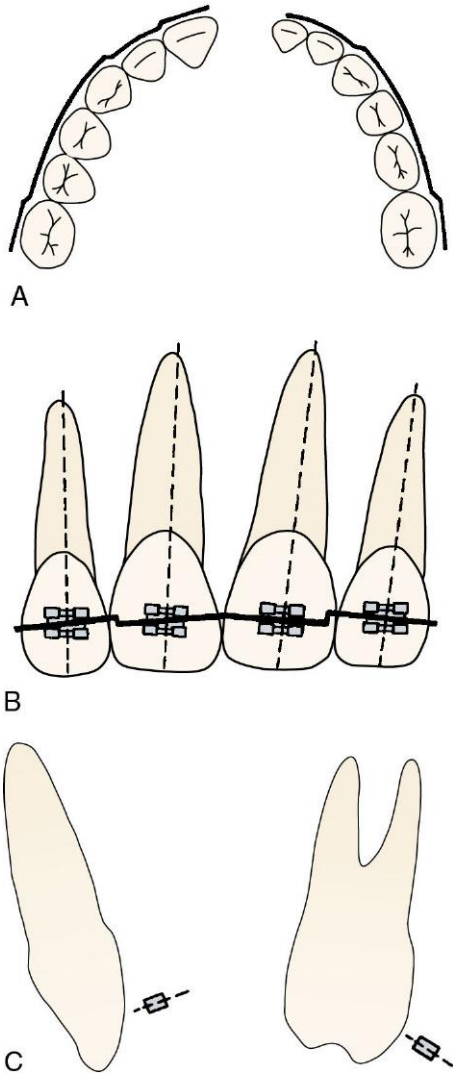


FIGURA 10-30 Dobleces de primero, segundo y tercer orden en alambres de arco de canto. **A.** Dobleces de primer orden en un arco de alambre para la arcada superior *(izquierda)* y la arcada inferior *(derecha).* Obsérvese el añadido lateral que se necesita en el arco de alambre superior y los dobleces compensadores canino y molar que se necesitan en ambas arcadas. **B.** Dobleces de segundo orden en el segmento de los incisivos superiores para compensar la inclinación del borde incisal de estos dientes en relación con el eje longitudinal del diente. **C.** Dobleces de tercer orden para los incisivos centrales y los primeros molares superiores; se puede ver la torsión del arco de alambre para conseguir su ajuste pasivo en un bracket o un tubo colocados en estos dientes. La torsión del arco de alambre genera un momento de torsión en el bracket; este momento de torsión es positivo para el incisivo y negativo para el molar.

El concepto de alambre recto en el diseño de brackets/tubos

Para los aparatos de arco de canto modernos se utilizan brackets o tubos fabricados a medida para cada uno de los dientes, con el objeto de limitar en los arcos de alambre el número de dobleces necesarios para conseguir una organización ideal de los dientes; de ahí el nombre de «alambre recto» (fig. 10-30). De acuerdo con la terminología que utilizaba Angle para este aparato, los dobleces de primer orden servían para compensar las diferencias en el grosor de los dientes, los de segundo orden, para colocar correctamente las raíces en dirección mesiodistal, y los de tercer orden (de torsión), para colocar las raíces en dirección vestibulolingual.

Compensaciones para los dobleces de primer orden. Para los dientes anteriores y los premolares se puede modificar el grosor de los brackets con el objeto de suprimir los dobleces de entrada y salida de las partes anteriores de cada arco de alambre, pero es necesario que los tubos estén sesgados para evitar la rotación de los molares (fig. 10-31). Para conseguir una buena oclusión, la superficie bucal debe quedar en ángulo con la línea de oclusión, de tal manera que la cúspide mesiobucal quede más prominente que la distobucal. Por este motivo, el tubo o bracket para el molar superior deberá tener una inclinación de 10°, al igual que el tubo para el segundo molar superior. El tubo para el primer molar inferior debe tener una angulación de 5-7°, aproximadamente la mitad que para el molar superior. La inclinación para el segundo molar inferior debe ser, como mínimo, igual a la del primer molar. En las tablas 10-3 y 10-4 se muestran las inclinaciones para algunos aparatos típicos comercializados (las prescripciones enumeradas pueden conseguirse en la mayoría de los casos de los diferentes fabricantes).

Compensaciones para los dobleces de segundo orden. En el aparato de arco de canto original, los dobleces de segundo orden (a veces denominados *dobleces de colocación artística*) constituían

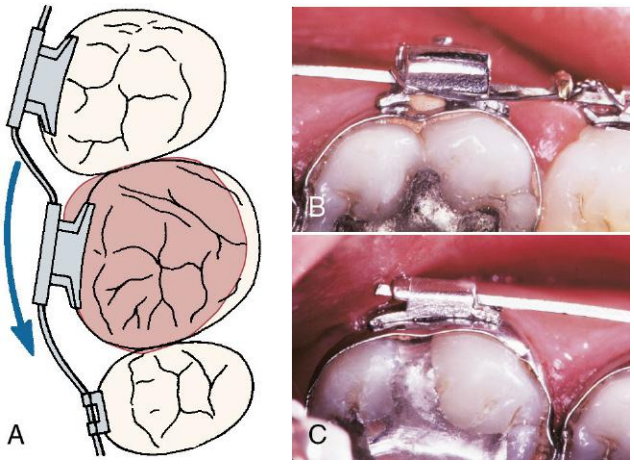


FIGURA 10-31 **A.** Debido a la superficie romboidal que tienen los molares superiores (y, en menor medida, los inferiores), si se colocara un arco de alambre elástico mediante anclajes que quedaran planos contra la superficie vestibular se produciría una rotación mesiolingual de estos dientes, con lo que ocuparían demasiado espacio en la arcada. Para compensar este efecto hay que incluir un doblez en el arco de alambre o colocar el tubo en un ángulo compensador con la superficie vestibular. **B.** Tubos rectangular y de casquete para el primer molar superior. **C.** Tubo rectangular para el segundo molar inferior en un aparato actual. Se puede apreciar la compensación de los tubos, de manera que no hace falta incluir un doblez de primer orden en el alambre.

una parte importante de la fase final del tratamiento. Estos dobleces eran necesarios porque el eje longitudinal de cada diente se inclina en relación con el plano de un arco de alambre continuo (fig. 10-32). Los brackets del arco de canto actual incorporan una cierta inclinación para los incisivos superiores, que varía entre los diferentes aparatos disponibles en la actualidad (v. tabla 10-3). Se necesita también una inclinación distal del primer molar superior para conseguir una buena interdigitación de los dientes posteriores (fig. 10-33). Si el molar superior está demasiado enderezado verticalmente, aunque aparentemente exista una relación de clase I apropiada, no se podrá conseguir una interdigitación aceptable. La inclinación distal del molar coloca sus cúspides distales en oclusión y crea el espacio necesario para conseguir una relación apropiada entre los premolares.

Compensación para los dobleces de tercer orden. Si colocamos el bracket para un arco de alambre rectangular plano sobre la superficie labial o bucal de cualquier diente, el plano de la ranura del bracket suele alejarse de la horizontal, a menudo a una distancia considerable. Con el aparato de arco de canto original había que torcer todos los alambres rectangulares para compensar este fenómeno. Si no se incluían dobleces de tercer orden, los dientes quedaban demasiado enderezados en la región anterior, mientras que en la región posterior las cúspides bucales de los molares quedaban deprimidas y las cúspides linguales elevadas (fig. 10-34). Si labramos la ranura del bracket en ángulo o

TABLA 10-3

Prescripción de brackets/tubos: de los incisivos a los premolares, prescripción de brackets

	ARCADA SUPERIOR									
	INCISIVO CENTRAL		INCISIVO LATERAL		CANINO		PRIMER PREMOLAR		SEGUNDO PREMOLAR	
	Torsión	Inclinación	Torsión	Inclinación	Torsión	Inclinación	Torsión	Inclinación	Torsión	Inclinación
Alexander	15	5	9	9	−3	10	−6	0	−8	4
Andrews	7	5	3	9	−7	11	−7	2	−7	2
Damon (torsión estándar)	15	5	6	9	7	5	−11	2	−11	2
MBT	17	4	10	8	−7	8	−7	0	−7	0
Ricketts	22	0	14	8	7	5	0	0	0	0
Roth	12	5	8	9	−2	9	−7	0	−7	0

	ARCADA INFERIOR									
	INCISIVO CENTRAL		INCISIVO LATERAL		CANINO		PRIMER PREMOLAR		SEGUNDO PREMOLAR	
	Torsión	Inclinación	Torsión	Inclinación	Torsión	Inclinación	Torsión	Inclinación	Torsión	Inclinación
Alexander	−5	2	5	6	−7	6	−7	0	−9	0
Andrews	−1	2	−1	2	−11	5	−17	2	−22	2
Damon (torsión estándar)	−3	2	−3	4	7	5	−12	4	−17	4
MBT	−6	0	−6	0	−6	3	−12	2	−17	2
Ricketts	0	0	0	0	7	5	0	0	0	0
Roth	0	0	0	0	−11	7	−17	0	−22	0

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

TABLA 10-4

Prescripciones de tubos/brackets para los molares

	ARCADA SUPERIOR					
	PRIMER MOLAR			SEGUNDO MOLAR		
	Torsión	Inclinación	Rotación	Torsión	Inclinación	Rotación
Alexander	−10	0	13	−10	0	10
Andrews	−9	5	10	−9	0	10
Damon (torsión estándar)	−18	0	12	−27	0	6
MBT	−14	0	10	−14	0	10
Ricketts	0	0	0	0	0	0
Roth	−14	0	14	−14	0	14

	ARCADA INFERIOR					
	PRIMER MOLAR			SEGUNDO MOLAR		
	Torsión	Inclinación	Rotación	Torsión	Inclinación	Rotación
Alexander	−10	0	0	0	0	5
Andrews	−25	2	0	−30	0	0
Damon (torsión estándar)	−28	2	2	−10	0	5
MBT	−20	0	0	−10	0	0
Ricketts	0	0	0	0	0	0
Roth	−30	1	4	−30	0	4



FIGURA 10-32 **A.** Para los incisivos superiores se necesita un doblez de segundo orden (o una inclinación en la ranura del bracket para conseguir el mismo efecto), ya que el eje longitudinal de estos dientes no coincide con el borde incisal. El ángulo más pequeño (arriba) indica la angulación del bracket o la punta. **B** y **C.** Incisivos superiores mal alineados, antes y después de tratamiento con brackets de alambre recto para facilitar el desplazamiento mesiodistal (inclinación) y vestibulolingual (torsión) de las raíces. (**A,** reproducido a partir de Andrews LF. The straight-wire appliance, explained and compared, J Clin Orthod 10(3):174-195, 1976.)

formando la base, de manera que la cara de este quede en ángulo (lo que se conoce como aplicar torsión al bracket o a la base, respectivamente), podemos insertar en las ranuras un arco de alambre rectangular aplanado en sentido horizontal sin necesidad de incorporar dobleces de tercer orden.

La torsión que se recomienda en las prescripciones para los diferentes aparatos ortodóncicos varía más que cualquier otra característica de los aparatos de arco de canto actuales (v. tablas 10-3 y 10-4). Aunque a la hora de determinar la torsión correcta hay que tener en cuenta varios factores, hay tres de ellos que tienen una importancia muy especial a la hora de evaluar la torsión que necesita un bracket determinado: 1) el valor que el fabricante del aparato haya establecido como inclinación media normal de la superficie dental (que varía considerablemente de unos individuos a otros y, por consiguiente, puede ser muy diferente en las muestras «normales»); 2) el lugar de la superficie labial (es decir, la distancia desde el borde incisal) en el que se pretenda colocar el bracket (la inclinación de la superficie dental varía dependiendo del lugar donde se efectúe la medición, por lo que un aparato que vaya a quedar en una posición bastante gingival necesita unos valores de torsión diferentes a los de otro aparato colocado en una posición más incisal), y 3) el «juego» que cabe esperar en la ranura del bracket entre el alambre y la ranura. Como demuestra la tabla, la torsión eficaz producida

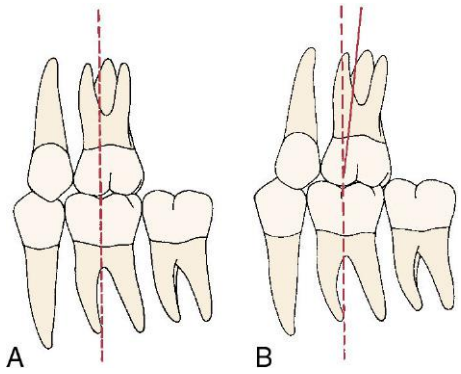


FIGURA 10-33 Para conseguir una interdigitación oclusal posterior adecuada es importante inclinar digitalmente el primer molar superior. Si las cúspides mesiobucales ocluyeran en el surco mesial del primer molar inferior, creando una relación de clase I aparentemente ideal, tampoco se podría conseguir una interdigitación correcta de los premolares si el molar quedara demasiado enderezado **(A).** La inclinación distal del molar **(B)** permite una interdigitación correcta de los premolares. (Reproducido a partir de Andrews LF. Am J Orthod 62:296, 1972.)

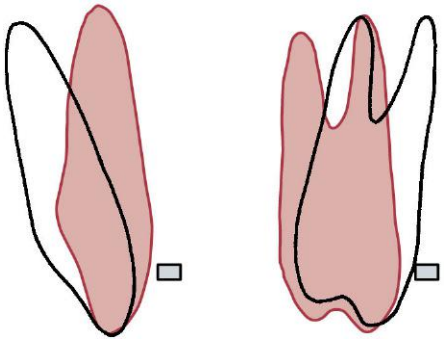


FIGURA 10-34 Se ha representado en rojo el plano de un arco de alambre rectangular plano en relación con un incisivo y un molar superiores. Para conseguir la posición vestibulolingual correcta de los dientes anteriores y posteriores es necesario retorcer (torsionar) un arco de alambre rectangular, o angular la ranura del bracket para conseguir el mismo efecto de torsión. En caso contrario, se produciría la inclinación incorrecta que se indica en color rojo. Se necesita una torsión adecuada, no solo para mover los dientes sino también para evitar un movimiento no deseado.

por alambres rectangulares de menor tamaño es muy inferior a la que cabría esperar con la prescripción de la ranura del bracket.

Brackets y tubos de alambres rectos contemporáneos

Brackets de autoligado. La colocación de ligaduras de alambre alrededor de las alas de ligadura para mantener los arcos de alambre dentro de la ranura del bracket es un proceso lento y laborioso. Los módulos elastoméricos que aparecieron en la década de los setenta casi han desbancado a las ligaduras de alambre por dos razones: son más rápidas y fáciles de colocar y pueden utilizarse en forma de cadenas para cerrar pequeños espacios en la arcada o para evitar que se abran más espacios.

También es posible utilizar una tapa o un clip, fijado al bracket o incorporado al mismo, para mantener los alambres en su posición. Actualmente, disponemos de tres tipos de mecanismos de autoligado incorporados al bracket (y es probable que vayan apareciendo más): una tapa elástica de cierre, unos clips elásticos de retención en las paredes del bracket y unas tapas rígidas de cierre (fig. 10-35). Son muchos los que han alabado las ventajas de los brackets de autoligado pero, como señalábamos en el capítulo 9, actualmente sabemos que casi todas ellas son exageradas cuando se revisan los resultados clínicos. La principal ventaja que se aducía era la reducción de la fricción, pero esta solo se observa en las pruebas de laboratorio y no se aprecia una disminución de la resistencia al deslizamiento de un bracket sobre el alambre o de un alambre a través de un bracket. En un resumen publicado recientemente de las supuestas ventajas y las ventajas demostradas se llegaba a la conclusión de que los brackets de autoligado permiten ahorrar algo de tiempo en la ligadura, pero no ahorran tiempo de tratamiento ni proporcionan mejores resultados.[18]

Esto no significa que los brackets tengan algún fallo. El problema radica en la publicidad, no en el producto. En conjunto, los brackets de autoligado se comportan bastante bien, y no se ha demostrado que su mecanismo de cierre represente una diferencia significativa. No obstante, conviene señalar que los brackets de autoligado están fabricados de tal manera que cuando se necesita más estabilización que movimiento dental, o si el mecanismo de cierre no sujeta bien un alambre de torsión rectangular, este se puede fijar firmemente en su sitio con una ligadura externa de acero.

Brackets fabricados a medida. Debido a las marcadas diferencias individuales en el contorno de los dientes, ningún aparato que prescribamos resultará óptimo para todos los pacientes, y a menudo hay que incluir dobleces de compensación en los arcos de alambre de acabado. Los brackets fabricados a medida para la superficie vestibular de los dientes nos permiten eliminar casi todos los dobleces del arco de alambre (es decir, pueden proporcionar el aparato de alambre recto perfecto). Esto es lo que supuestamente permite el sistema Insignia, comercializado actualmente por Ormco.

La tecnología es muy parecida, ya se fabriquen los brackets a medida para las superficies vestibular o lingual. El primer paso consiste en un escaneado tridimensional con una resolución mínima de 50 μm, para la que se utilizan actualmente unos modelos dentales en el laboratorio, pero que probablemente en el futuro se podrá efectuar directamente dentro de la boca del paciente. Esta información digital se utiliza para cortar con exactitud cada uno de los brackets mediante la tecnología de diseño asistido por ordenador/fabricación asistida por ordenador (CAD/CAM), de manera que la ranura de cada bracket tiene el grosor adecuado y la inclinación y la torsión necesarias para la colocación ideal sobre ese diente (fig. 10-36) y se obtienen unos arcos de alambre con la forma establecida para ese paciente. El resultado que se obtiene con los brackets a medida para la superficie vestibular es «el aparato de alambre recto definitivo», en el que se han reducido los dobleces al mínimo imprescindible. Los datos preliminares parecen indicar que este tratamiento lleva menos tiempo que el tratamiento con brackets de prescripción convencional, aunque los arcos de alambre definitivos requieren todavía algunos ajustes.

Los brackets fabricados a medida deben cementarse a los dientes con la misma precisión que la utilizada en su fabricación, por lo que se requiere un sistema de adhesión indirecto con una plantilla colocada con mucha precisión. ¿Qué sucede cuando se

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.



FIGURA 10-35 Los brackets de autoligado llevan un broche rígido (Damon u otros), un broche elástico (Innovation, Speed) o resortes de retención (SmartClip™) para sujetar un arco de alambre en su ranura. **A** y **B.** Demostración de un bracket abierto con ranura rígida (**A,** Damon-Q) y el broche cerrado en un bracket cerámico del mismo diseño (**B,** Damon Clear). Actualmente, se fabrican brackets estéticos de materiales no metálicos con la mayoría de los diseños de autoligado. **C.** Vista lateral del bracket Damon-Q en la que se puede ver la ranura horizontal accesoria y el broche rígido. **D.** Vista lateral del bracket Speed, que incluye un broche de resorte de NiTi. **E.** Bracket Innovation-R. **F.** Bracket SmatClip™ con resortes de retención. (**A-C,** por cortesía de Ormco Corporation; **D,** por cortesía de SPEED System Orthodontics, Cambridge, Canadá; **E,** por cortesía de GAC; **F,** por cortesía de 3M Unitek.)



FIGURA 10-36 El sistema Insignia se basa en el uso de brackets prescritos a medida para cada diente, combinados con arcos de alambre a medida y con la forma de la arcada de cada paciente, para conseguir el «aparato de alambre recto definitivo». Se utiliza una impresión en siloxano de polivinilo para obtener unos modelos dentales muy exactos, se escanean y se guardan en la memoria de un ordenador. **A.** Este conjunto de datos se utiliza para colocar brackets virtuales en cada uno de los dientes y desarrollar una plantilla de los cambios necesarios para obtener una oclusión ideal. **B.** Después, se utilizan los datos digitales para fresar en cada uno de los brackets una ranura prescrita a medida que incorpora el *in-out,* la inclinación y la torsión necesarios para colocar cada uno de los dientes. **C.** A continuación, se fabrican unos soportes adheridos para poder colocar cada uno de los brackets en la posición prevista. **D.** El aparato en la boca, con un arco de alambre colocado. (Por cortesía de Ormco Corporation.)

pierde uno de estos brackets a medida y hay que reemplazarlo y volver a cementarlo, o cuando se afloja y hay que volver a adherirlo? Como es posible guardar las especificaciones para cada bracket en la memoria del ordenador, se puede obtener un bracket de sustitución en un plazo de 2-3 semanas. Para reponer un bracket aflojado se puede usar la plantilla de cementado original, que debería guardarse con los registros del paciente para esta posible reutilización.

Actualmente, sin embargo, este no es el mayor problema. Incluso un conjunto de brackets modernos CAD-CAM fabricados sobre modelos dentales individuales se centra solo en las relaciones dentales y así, por ejemplo, a un paciente de clase II al que haya que enderezar ligeramente los incisivos superiores y proclinar más los incisivos inferiores habrá que colocarle todavía brackets con inclinaciones «ideales» de los incisivos. Sigue siendo importante incorporar el patrón esquelético y de los tejidos blandos del paciente a este tipo de diseño. Actualmente, se está intentando integrar las imágenes de las relaciones entre los dientes y los labios en la base de datos para la fabricación de los brackets a medida.

Aparatos linguales. Un inconveniente importante que han tenido siempre los aparatos ortodóncicos fijos ha sido la ubicación tan visible en la superficie vestibular de los dientes. Esta es una de las razones de que usemos aparatos de quita y pon y es el motivo fundamental de la actual popularidad de los alineadores transparentes para el tratamiento en adultos. La aparición de la adhesión en la década de los setenta hizo posible colocar anclajes fijos en la superficie lingual de los dientes para poder usar aparatos fijos invisibles, y poco después aparecieron los brackets diseñados para la superficie lingual, aunque surgían algunos problemas a la hora de fabricar un bracket que indujera una intrusión mínima hacia el espacio lingual y que fuera al menos razonablemente fácil de utilizar. En EE. UU., la mayoría de los ortodoncistas que probaron los aparatos linguales disponibles en la década de los ochenta abandonaron este tipo de tratamiento debido a que planteaba muchos problemas, y el tratamiento con aparatos linguales prácticamente desapareció hasta hace poco.

Los últimos avances en Europa y Asia han popularizado mucho más la ortodoncia lingual en esas regiones. Un tratamiento europeo con mucho éxito, y que actualmente se comercializa en EE. UU. (Incognito) consiste en fabricar una almohadilla a medida de un metal precioso que cubre una parte importante de la superficie lingual de cada diente, y fijar después brackets de perfil bajo a las almohadillas a medida (fig. 10-37). Estos brackets están diseñados de manera que el arco de alambre puede insertarse por arriba y son iguales para cada diente; al utilizar máquinas robotizadas para doblar los arcos de alambre se evita esta tarea.[19] Los dispositivos para doblar el alambre controlados por ordenador tienen una aplicación muy clara para la fabricación de los arcos de alambre linguales, pero pueden servir también para los aparatos labiales (v. más adelante).

La prueba definitiva para cualquier sistema de aparatos asistido por ordenador es la exactitud con la que se consigue real-

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

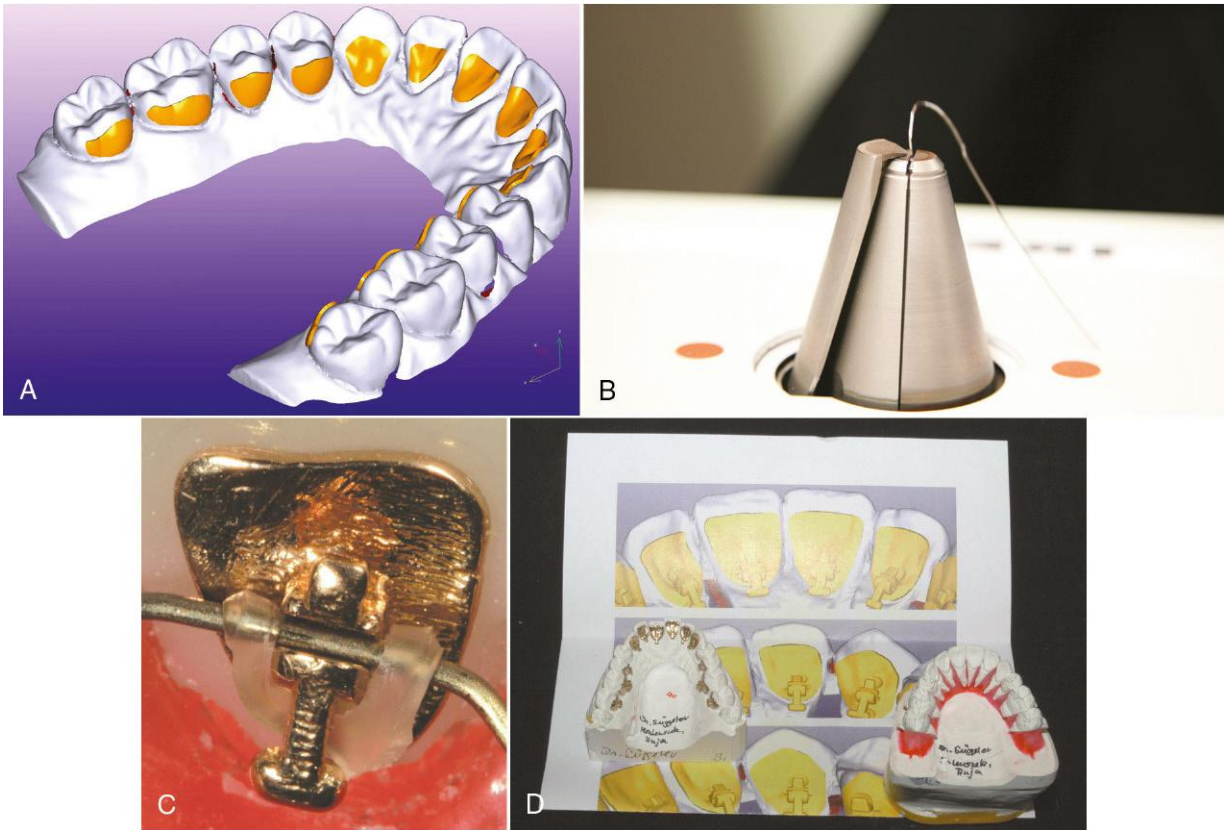


FIGURA 10-37 **A.** El método para colocar con éxito un aparato lingual a medida (Incognito) se basa en escanear con láser unos modelos después de separar los dientes y colocarlos en una posición ideal. Se establece la posición de la almohadilla de los brackets a medida para cada diente, y se obtienen patrones en cera **(B)** para fabricar piezas coladas en oro de las almohadillas de los brackets a medida para cada diente. Estas almohadillas a medida mejoran considerablemente la retención de los brackets linguales cementados. Seguidamente, se fijan a las almohadillas a medida unos brackets estándar (no individualizados para cada diente) que permiten insertar verticalmente arcos de alambre y usar ligaduras elastoméricas o de alambre **(C),** después se fijan a las almohadillas a medida y al aparato completado y **(D)** queda listo para su adhesión indirecta. Se puede ver que en este caso se ha previsto la extracción de los primeros premolares superiores. (Por cortesía del Dr. D. Wiechmann.)

mente el resultado previsto (establecido durante la fabricación del aparato a medida). Un estudio reciente, en el que se ha utilizado un método nuevo para analizar la diferencia entre la plantilla obtenida por ordenador y el resultado final, demuestra que los resultados conseguidos con el sistema Incognito constituyen representaciones bastante exactas de la plantilla, con la salvedad de que los segundos molares no eran colocados con tanta precisión como los demás dientes (fig. 10-38).[20] Todos los sistemas asistidos por ordenador necesitan una retroalimentación de este tipo, tanto para mejorar su precisión como para poder evaluar mejor el método utilizado.

Elección sensata de la aparatología basada en las preferencias del paciente. Hay diferencias importantes en lo que respecta a lo que el paciente considera que son los aparatos más atractivos, es decir aquellos que preferiría llevar.[21] Esto depende sobre todo de la edad del paciente, aunque también hay algunas pequeñas diferencias entre ambos sexos. Los pacientes de 9 a 11 años prefieren los brackets moldeados, como Wildsmiles, con o sin ligaduras elastoméricas de colores, o los minibrackets gemelos con ligaduras elastoméricas de colores. Este grupo no demuestra un interés prioritario por los brackets estéticos invisibles, por lo que resulta apropiado utilizar un aparato duradero que proporcione un control excelente y no sea demasiado caro. Los pacientes de 12 a 14 años valoran más los alineadores transparentes y los brackets estéticos, pero aceptan igualmente los minibrackets gemelos con ligaduras de colores y los brackets moldeados. Los alineadores transparentes no suelen resultar muy prácticos debido a la erupción parcial de los dientes y al crecimiento continuado.

Los pacientes de 15 a 17 años consideran especialmente atractivos los alineadores transparentes y los brackets estéticos con alambre trasparente (v. comentario más adelante). En este grupo pueden resultar razonables los alineadores transparentes, ya que los dientes permanentes han erupcionado totalmente y ha concluido el crecimiento acelerado. Los adultos prefieren los aparatos linguales, los alineadores transparentes y los brackets estéticos, especialmente si se combinan con un alambre transparente. El espectro va desde los aparatos exclusivos y de colores brillantes para los niños pequeños hasta los aparatos estéticos para los adolescentes mayores y los adultos. Gracias a esta combinación de alternativas aceptables, es posible satisfacer las demandas estéticas y las necesidades biomecánicas para cada caso en casi todos los pacientes.

Forma del arco y fabricación del arco de alambre

Elección de la forma del arco para cada paciente. Los arcos de alambre preformados son una parte importante de los aparatos de arco de canto modernos, como un elemento más que puede contribuir a una mayor eficacia, independientemente de que se

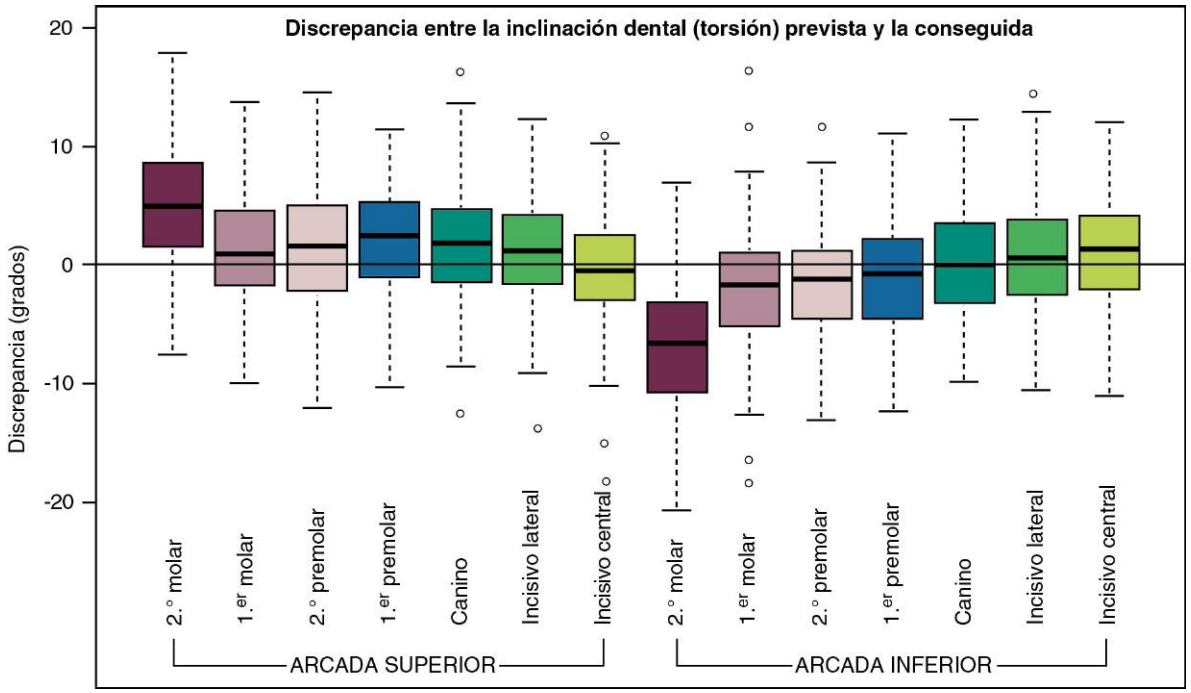


FIGURA 10-38 Diagrama de cuadros que representa la diferencia entre la inclinación (torsión) prevista y la conseguida, por tipos de dientes, en una muestra de 94 pacientes tratados con el aparato lingual Incognito. Cada uno de los cuadros muestra la diferencia media entre la desviación prevista (línea oscura) y la desviación para el 50% medio de los pacientes. Las patillas y los círculos pequeños indican, respectivamente, el intervalo y los extremos. Se puede ver que en la mayor parte de la muestra y en todos los dientes (excepto los segundos molares) las diferencias en la inclinación media resultaron muy pequeñas, y no fueron muy frecuentes las diferencias de inclinación >6°. (Por cortesía del Dr. D. Grauer.)

utilicen o no brackets a medida. Cuando hay que utilizar alambres de níquel-titanio (NiTi) y β-titanio (β-Ti; TMA), solo se pueden usar arcos preformados debido a que es casi imposible moldearlos para adaptarse a la forma de la arcada sin herramientas especiales. ¿Qué forma de arco debería emplearse?

La mayoría de los odontólogos que se dedican a las prótesis completas piensan que la forma del arco dental varía de unas personas a otras, ya que les han enseñado que las dimensiones y forma de las arcadas dentales están correlacionadas con las dimensiones y forma de la cara. Por supuesto, esas mismas variaciones en la forma y las dimensiones de la arcada se observan en la dentición natural, y el objetivo del tratamiento ortodóncico no consiste en producir arcadas dentales de un mismo tamaño y una forma ideales para todos los pacientes.

El principio fundamental de la forma de la arcada en el tratamiento ortodóncico consiste en conservar la forma original de la arcada del paciente, dentro de lo razonable. Los ortodoncistas más serios asumen que de este modo, los dientes quedarían en una posición de máxima estabilidad, y algunos estudios sobre la retención a largo plazo respaldan la idea de que los cambios después del tratamiento son mayores cuando se ha modificado la forma del arco que cuando se ha mantenido (v. capítulo 17).

Como pauta más general, si las formas de las arcadas superior e inferior son incompatibles al empezar el tratamiento, debe utilizarse la forma de la arcada inferior como referencia de partida. En muchos pacientes con maloclusión de clase II, la arcada superior es estrecha en la zona de los caninos y premolares y hay que expandirla para igualarla con la arcada inferior y reducir el resalte. Es obvio que esta regla no se aplica cuando la arcada inferior está distorsionada. Esto puede observarse en diferentes casos; los más comunes son el desplazamiento lingual de los incisivos inferiores, debido a diversos hábitos o a presiones labiales muy intensas, y el desplazamiento unilateral de los dientes en respuesta a una pérdida precoz de los caninos o molares primarios. Aunque se requiere un juicio de valor, la forma definitiva de la arcada debe determinarse al principio del tratamiento ortodóncico y, teniendo esto presente, hay que establecer las relaciones oclusales del paciente.

Una curva catenaria representa una descripción matemática excelente de la forma natural de las arcadas dentales: es la forma que adquiriría un tramo de cadena suspendido entre dos ganchos. La forma exacta de la curva dependerá de la longitud de la cadena y de la separación entre los enganches. Cuando se utiliza la separación entre los primeros molares para determinar los anclajes posteriores, el segmento de premolares-caninos-incisivos de la arcada dental coincide bastante bien con la forma de una curva catenaria en la mayoría de las personas. En todos los pacientes, la concordancia no es tan exacta si prolongamos la curva catenaria posteriormente, ya que la arcada dental suele curvarse ligeramente en sentido lingual en la zona de los segundos y terceros molares (fig. 10-39). La mayoría de los arcos de alambre preformados que comercializan los fabricantes actuales se basan en la curva catenaria, con unas dimensiones intermolares medias. Conviene introducir modificaciones para poder adaptarse a una morfología generalmente más trapezoidal o más cuadrada, y «remeter» ligeramente los segundos molares.

Otro modelo matemático para la forma de las arcadas dentales, propuesto originalmente por Brader (y a menudo denominado

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

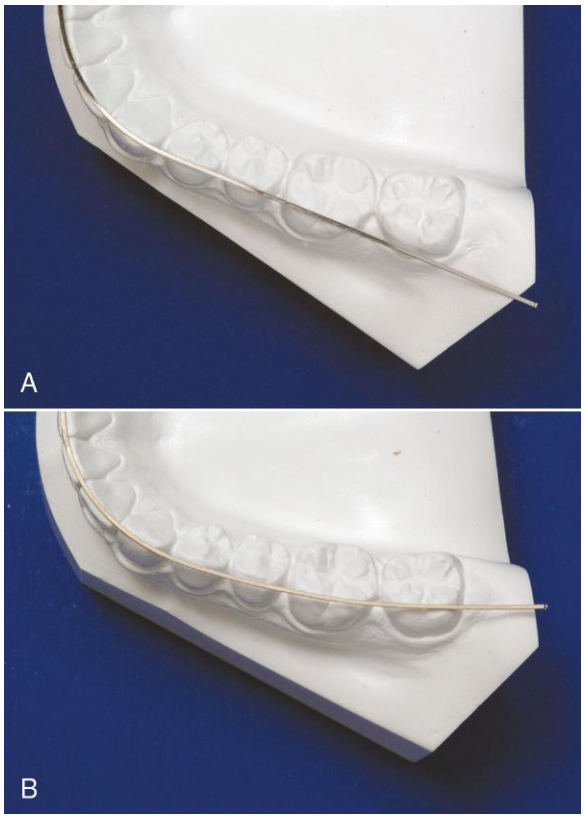


FIGURA 10-39 **A.** Arco de alambre preformado con forma de arco catenario, colocado sobre el modelo de la arcada dental inferior de un paciente sin tratar. Obsérvese la correspondencia entre la forma de la arcada y la línea de oclusión, excepto en el segmento de los segundos molares. **B.** La forma de arco de Brader para arcos de alambre preformados se basa en una elipse trifocal, que redondea ligeramente el arco en la región premolar en comparación con una curva catenaria y la estrecha en su parte posterior. Un arco de alambre formado de acuerdo con la curva de Brader se adapta mucho mejor que una curva catenaria a la región de los segundos molares en este paciente sin tratar.

forma de arco de Brader) es el que se basa en una elipse trifocal. El segmento anterior de una elipse trifocal se aproxima mucho al segmento anterior de una curva catenaria, pero la elipse trifocal se estrecha gradualmente en sentido posterior, algo que no sucede en una curva catenaria (v. fig. 11-39, *B*). Por consiguiente, el arco de Brader se aproximará más a la posición normal de los segundos y terceros molares. También se diferencia de la curva catenaria en que produce una separación algo mayor entre los premolares.

Recientemente, varios fabricantes han presentado arcos de alambre preformados que aparentemente son variaciones del arco de Brader, y han publicado anuncios que sugieren que son más compatibles con el tratamiento de expansión que los arcos de forma convencional. A menudo se considera que la expansión de la zona de los premolares tiene algunas ventajas estéticas, pero se ignora si la forma de arco modificada para producirlo tiene algún efecto sobre la estabilidad. Actualmente disponemos de descripciones matemáticas más elaboradas de las formas más características de las arcadas humanas,[22] y es probable que con modelos matemáticos más elaborados puedan mejorar en el futuro los arcos de alambre preformados disponibles.

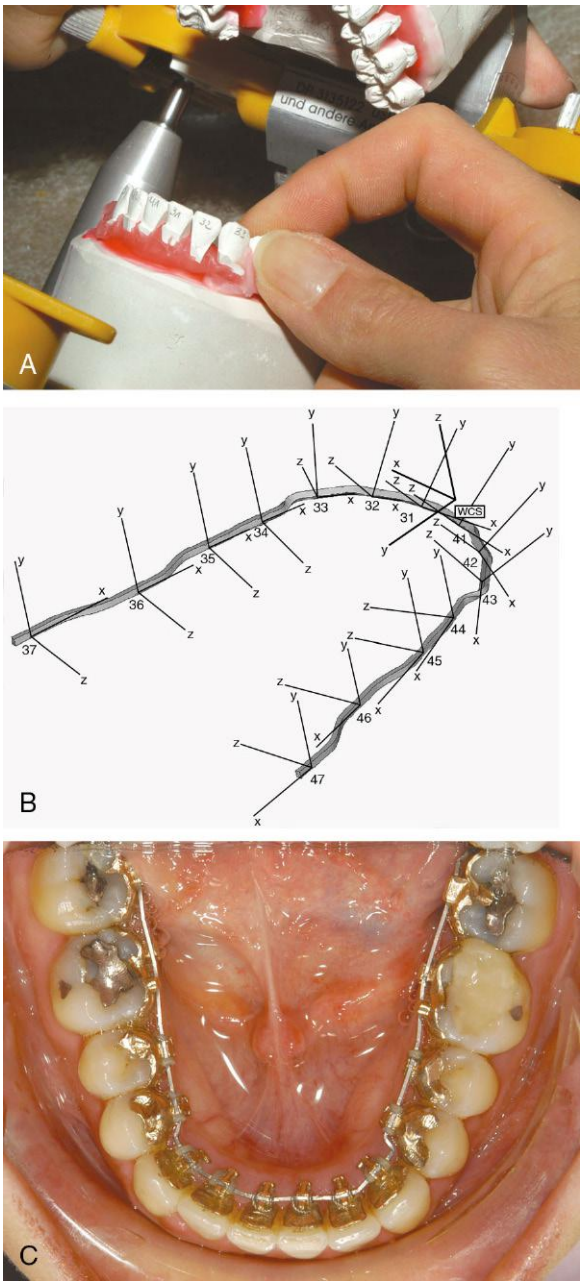


FIGURA 10-40 Los arcos de alambre para el aparato lingual Incognito se fabrican con un robot especial para doblar el alambre, utilizando para ello una disposición ideal de los dientes que habían sido escaneados para preparar las almohadillas de los brackets. **A.** Preparación de la configuración ideal sobre un articulador. **B.** Coordenadas del arco de alambre, que se utilizan para que un robot doble el alambre y fabrique el arco. **C.** El arco de alambre colocado, después de haber sido fabricado por el robot. (Por cortesía del Dr. D. Wiechmann.)

Es importante recordar que ni el método de ligadura ni los ajustes prescritos en los brackets para los arcos de alambre rectos tienen nada que ver con la forma de la arcada, que sigue dependiendo de la forma de los arcos de alambre. La forma del arco es especialmente importante durante la fase de acabado del tratamiento, cuando se utilizan arcos de alambre rectangular muy grueso. En los catálogos, los arcos preformados suelen recibir el nombre de «arcos en blanco». Este nombre resulta bastante apropiado, ya que implica

acertadamente que será necesario individualizar de algún modo su forma para poder satisfacer las necesidades de los pacientes.

Robots para doblar los alambres. Otra manera de reducir el tiempo de clínica empleado en doblar los arcos de alambre consiste en utilizar una máquina controlada por ordenador para dar la forma deseada a los arcos de alambre. Si eliminásemos el esfuerzo que conlleva fabricar un arco de alambre complejo, podríamos utilizar brackets «vainilla sencillos» más baratos en lugar de tener que fabricar brackets a medida con prescripciones complicadas. Un bracket más sencillo podría ser también más pequeño y tener un perfil más bajo.

En la ortodoncia lingual, los modelos escaneados necesarios para fabricar las almohadillas de los brackets a medida pueden proporcionarnos también los datos necesarios para obtener arcos de alambre fabricados por ordenador (fig. 10-40). Para los aparatos ortodóncicos labiales, el sistema SureSmile usa los datos adquiridos con un escáner intraoral para adaptar los arcos de alambre de acabado a la forma de arcada deseada, y los ajusta a cada uno de los brackets para conseguir los dobleces correctos de *in-out,* angulación y torsión.

Para el sistema SureSmile se recomienda realizar un primer escaneado intraoral de la dentición del paciente para que la compañía pueda elaborar un modelo digital del resultado final. El ortodoncista puede examinar y modificar este modelo como parte del plan de tratamiento. El primer paso del tratamiento consiste en cementar brackets no fabricados a medida (el único requisito es conocer las características de dichos brackets) y alinear y nivelar ambas arcadas con alambres redondos ligeros, como en un tratamiento convencional (v. capítulo 14). En ese momento, se realiza un nuevo escaneado intraoral y se elabora un segundo modelo, al que se incorporan los detalles de acabado. Una vez que el ortodoncista da su aprobación, una máquina robotizada fabrica arcos de alambre rectangular superelástico (de acero, β-Ti o NiTi; el odontólogo es quien especifica el material para el arco de alambre), que son enviados posteriormente al ortodoncista; esos alambres se utilizan para desplazar los dientes a sus posiciones definitivas (fig. 10-41).

En un estudio que se ha llevado a cabo en la Universidad de Indiana (el primero que ha proporcionado datos aceptables sobre los resultados de SureSmile en tratamientos sin extracciones),[23] se comparó un grupo de 63 pacientes con un acabado convencional y otro de 69 pacientes tratados con SureSmile en el mismo consultorio y por el mismo odontólogo. El grupo de SureSmile tuvo que utilizar aparatos fijos durante mucho menos

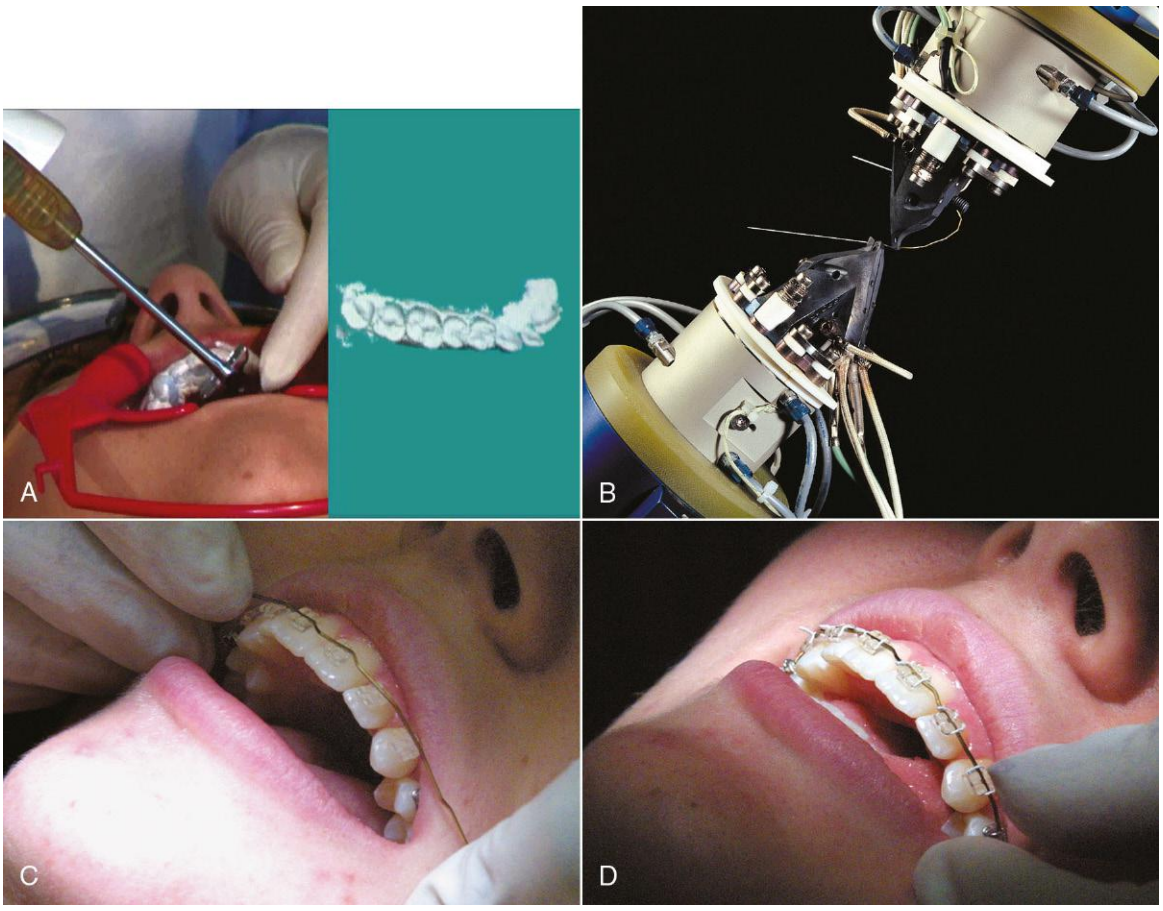


FIGURA 10-41 Para el sistema SureSmile se emplea un escaneado intraoral de los dientes del paciente (en lugar de escanear modelos dentales) para obtener información y preparar los arcos de alambre. **A.** Escáner intraoral y su lectura en la pantalla del ordenador. **B.** Un robot doblador de alambres realiza los dobleces exactos en un arco de alambre a medida. Con este sistema no es necesario colocar con total exactitud los brackets ni disponer de prescripciones especiales para los mismos, ya que el robot puede doblar el alambre según las necesidades. En este caso (**C** y **D**), se pueden observar los dobleces que compensan las discrepancias en la altura de los brackets y dobleces para colocar las raíces de los incisivos centrales superiores, antes y después de colocar el arco de alambre. (Por cortesía del Dr. R. Sachdeva.)

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

tiempo (media, 23 meses frente a 32 meses), y se observó además una tendencia a unas puntuaciones inferiores (mejores) en el análisis de los modelos, aunque la diferencia no resultó estadísticamente significativa. Conviene interpretar estos datos con mucha cautela, ya que ambos grupos tenían una configuración ligeramente diferente: los pacientes de SureSmile tenían menos maloclusiones complejas que los del tratamiento convencional, y la proporción de varones era inferior (en estudios previos se había comprobado que generalmente acaban con puntuaciones inferiores en el análisis de los modelos). Aunque el grupo de SureSmile obtuvo mejores puntuaciones en la corrección de la alineación/rotación y presentaba menos espacios interproximales, el grupo de tratamiento convencional alcanzó mejores puntuaciones en la angulación radicular vestibulolingual (torsión) y mesiodistal (inclinación). En este estudio se llegaba a la conclusión de que la menor duración del tratamiento con SureSmile se había debido, al menos en parte, a que las maloclusiones no eran tan marcadas y el acabado había sido menos detallado, y que se necesitaría un estudio clínico aleatorizado para determinar si el uso de alambres de acabado fabricados por ordenador permite realmente reducir el tiempo de tratamiento y obtener unos resultados comparables. Como ya hemos señalado anteriormente, los arcos de alambre superelástico rectangular generan momentos de fuerza inferiores en el interior de los brackets, que resultan ideales para la inclinación y la torsión, y aunque habían quedado especificados por el odontólogo, su uso por SureSmile puede haber contribuido también a la peor colocación de las raíces.

Arcos de alambre de polímeros transparentes. Actualmente, se comercializan arcos de alambre ortodóncicos fabricados con polímeros transparentes. Ofrecen dos ventajas potenciales sobre el acero inoxidable o el titanio: mejor aspecto estético debido a que el alambre puede ser transparente o del mismo color que los dientes, de manera que es casi invisible cuando se utiliza con brackets cerámicos (fig. 10-42), y unas propiedades físicas comparables o superiores a las de los arcos de alambre metálicos.

Actualmente, se fabrican dos tipos de arcos de alambre de polímeros transparentes: moldeables y no moldeables. Burstone et al. están investigando la primera alternativa utilizando un polímero de polipropileno (Primospire).[24] Este material puede extruirse en forma de arcos de sección redonda y rectangular. Posee unas propiedades similares a las de los alambres de β-Ti de dimensiones reducidas y una moldeabilidad similar a la de los alambres de acero inoxidable.

SimpliClear Braces está explorando la segunda posibilidad. Esta compañía fabrica arcos de alambre con una matriz de resina de polímero reforzada con fibra de vidrio. Como matriz para el polímero utilizan una resina de metacrilato modificada especialmente. Estos alambres se fabrican con sección redonda y rectangular, y se pueden combinar con brackets estéticos pretorsionados y preangulados al gusto del odontólogo. Aunque este alambre transparente no puede moldearse en el consultorio, se pueden usar medios auxiliares como cuñas de rotación o la recolocación de los brackets para poder tratar los casos más simples sin utilizar alambres fabricados a medida.

Para los casos más complejos se fabrica una serie de alambres preformados a medida, utilizando para ello imágenes digitales obtenidas escaneando modelos dentales o el interior de la boca. Esa serie es específica de cada paciente y se basa en el plan de tratamiento suministrado por el ortodoncista antes del comienzo del mismo. Los alambres están diseñados para mover los dientes de forma secuencial y gradual hacia una posición predeterminada (fig. 10-43). En teoría, deberían proporcionar un control mejor que una sucesión de alineadores transparentes (desde un punto de vista conceptual, se trata de una versión fija de Invisalign), pero todavía no se ha podido evaluar bien su rendimiento clínico. Este alambre transparente puede incorporarse también a algunos retenedores como el arco labial; esto representa una solución estética que permite colocar los dientes con una estabilidad aceptable (v. fig. 17-8, *E*).

Resumen. En estos momentos parece bastante probable que en un futuro no muy lejano la mayoría de los aparatos ortodóncicos fijos se fabricarán a medida a partir de un escaneado de la superficie dental y con ayuda de los ordenadores. Sin embargo, todavía es muy pronto para saber si el método habitual se basará en la fabricación de brackets a medida que permitan usar arcos de alambre preformados sin apenas dobleces manuales, brackets mínimamente compensados (y más baratos) en combinación con un robot para doblar los alambres, o una sucesión de alambres a medida no ajustables fabricados específicamente para cada paciente.



FIGURA 10-42 Un arco de polímero transparente reforzado con vidrio y montado en brackets cerámicos resulta casi invisible pero, evidentemente, tiene el inconveniente de que la ranura de los brackets no es tan lisa. Es probable que el aparato labial estético del futuro sea un arco de alambre de este tipo con brackets fabricados también en un polímero transparente.

Dispositivos de anclaje temporal

El rápido desarrollo y comercialización de tornillos óseos y miniplacas que se pueden usar como dispositivos de anclaje

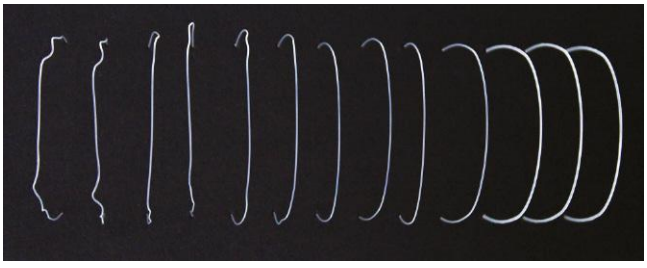


FIGURA 10-43 Sucesión de arcos de polímero transparente reforzado con vidrio para el tratamiento de una maloclusión compleja. Estos arcos solo puede elaborarlos el fabricante, por lo que resulta imposible introducir ningún ajuste clínico.

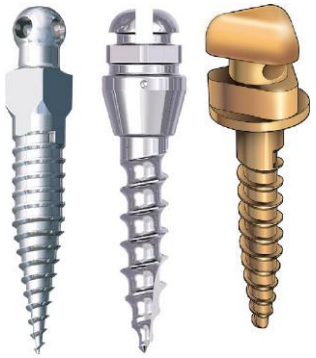


FIGURA 10-44 Diversos tipos de tornillos óseos usados como DAT ortodóncicos. Obsérvense las diferencias en la forma de la cabeza y el cuello, la morfología (forma) del tornillo y las roscas, y el paso (separación) de rosca de los tornillos. Para cada uno de estos tornillos se requiere un destornillador especial que encaja en la base de la cabeza, y también es diferente en cada caso el método para fijar un alambre o un resorte al tornillo. Se sigue trabajando para poder desarrollar un tornillo óseo óptimo para aplicaciones ortodóncicas.

ortodóncicos ha dado origen a una gran variedad de estos dispositivos. Un dispositivo de anclaje temporal (DAT) ortodóncico tiene las siguientes características fundamentales: 1) estabilidad a corto y largo plazo, que es el principal indicador de su éxito o su fracaso, y 2) facilidad de uso, lo que incluye tanto su colocación como las características del anclaje que se extiende a la cavidad oral. A continuación, vamos a analizar lo que se ha descubierto sobre las características deseables e indeseables de esta parte cada vez más importante del arsenal de todo ortodoncista.

Tornillos óseos

Actualmente se comercializa una gran variedad de tornillos óseos que se pueden utilizar como DAT intraorales. En la figura 10-44 se pueden ver tres tornillos bastante representativos que se pueden usar como DAT, y en el cuadro 10-2 se resumen las características deseables. Aunque en un primer momento se empezaron a comercializar tornillos de acero inoxidable, actualmente la mayoría es de titanio (grado de pureza I-IV) para aprovechar la mayor biocompatibilidad de este material.

Estabilidad. La estabilidad primaria o a corto plazo depende de la retención mecánica del tornillo dentro del hueso, lo que depende a su vez de las propiedades del hueso, del diseño mecánico del tornillo y de la técnica de inserción. La estabilidad secundaria o a largo plazo depende de la unión biológica entre el tornillo y el hueso circundante. Por su parte, esta unión depende de la superficie del implante, de las características del hueso y del recambio óseo (especialmente si se trata de hueso cortical o medular), y en el mismo influyen la superficie del implante y el sistema mecánico utilizado. Para conseguir una estabilidad secundaria satisfactoria es importante limitar los micromovimientos que podrían favorecer la reabsorción ósea y la formación de una cápsula fibrosa. Con el paso del tiempo, la estabilidad primaria va disminuyendo mientras que la secundaria va aumentando; la estabilidad clínica representa la suma de las estabilidades primaria y secundaria, y es el factor que más influye en el resultado clínico (fig. 10-45).

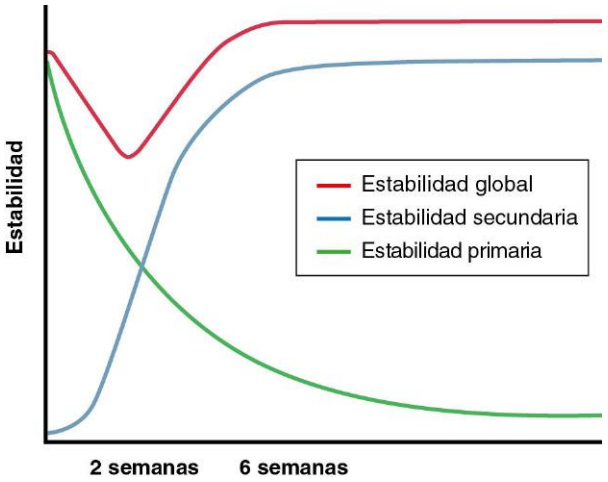


FIGURA 10-45 La estabilidad primaria, conseguida mediante la retención mecánica de un tornillo óseo en el seno del hueso, alcanza su máximo valor inmediatamente después de la inserción del tornillo y va decayendo rápidamente al remodelarse el hueso alrededor del mismo. La estabilidad secundaria, que se consigue mediante una unión biológica entre el tornillo y el hueso, va aumentando con el tiempo. La estabilidad clínica representa la suma de las estabilidades primaria y secundaria; disminuye hasta alcanzar un valor mínimo unas 2 semanas después de la inserción, y después (si todo va bien) se estabiliza en un valor algo superior al de la estabilidad primaria inicial al cabo de 6 semanas, aproximadamente.

CUADRO 10-2

FACTORES DE DISEÑO

Relacionados con la estabilidad y el resultado

- Paso de rosca del tornillo: apretado o abierto
- Longitud del tornillo: normalmente entre 6 y 10 mm
- Diámetro del tornillo: normalmente entre 1,3 y 2 mm
- Forma del tornillo: cónica, cilíndrica o mixta
- Forma de la punta: tornillo autoenroscable o tornillo cortante
- Superficie de la parte roscada del tornillo: mecanizada o rugosa

Relacionados con la sencillez de uso

- Necesidad de un orificio piloto
- Necesidad de perforar los tejidos blandos
- Momento de inserción y dispositivos para la inserción
- Tipo de anclaje: directo o indirecto

Entre los factores que son importantes para la estabilidad y el éxito de tratamiento cabe destacar:

- *El paso de rosca del tornillo* (es decir, la proximidad entre unas roscas y otras). Un paso de rosca muy apretado implica que las roscas están muy juntas, y un paso de rosca menor significa que están más separadas. Cuanto más denso sea el hueso, más cerca deberán estar las roscas. Se ha podido comprobar que la resistencia de un tornillo al desprendimiento depende en gran medida de su contacto con el hueso cortical, y en menor medida del contacto con el hueso medular. La capa de hueso cortical es muy fina en el alvéolo dental, y se necesita un paso de rosca más cerrado cerca de la cabeza del tornillo para conseguir mayor contacto con el hueso cortical, mayor resistencia a la extracción y mejor estabilidad primaria.[25]

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

- *La longitud del tornillo.* Si el contacto con el hueso cortical representa el factor fundamental para la estabilidad, mientras que el contacto con el hueso medular apenas influye en la misma, parece lógico que los tornillos cortos proporcionen los mismos resultados que los largos. De hecho, los tornillos cortos (mucho más cortos que los que se utilizaban en un primer momento) pueden ser bastante eficaces.[26] Actualmente se fabrican tornillos óseos para uso intraoral de 5 a 12 mm, pero los más utilizados son los más cortos, de 6 a 8 mm. Un tornillo largo que atraviese el alvéolo y alcance el hueso cortical del otro lado puede proporcionar mayor estabilidad,[27] pero en la mayoría de los casos esto no justifica la mayor invasividad.
- *El diámetro del tornillo.* Un tornillo que se vaya a colocar en el proceso alveolar debe ser bastante estrecho para poder introducirlo entre los dientes. Las variables fundamentales son la separación necesaria entre el tornillo y las raíces dentales, y la relación entre la reducción del diámetro del tornillo y la disminución de su resistencia a la fractura o el desplazamiento.[28] Los DAT atornillados al hueso que se comercializan actualmente tienen un diámetro que oscila entre 1,3 y 2 mm. Las probabilidades de éxito disminuyen cuando el diámetro baja de 1,3 mm. Dentro del intervalo de 1,3 a 2 mm, la estabilidad y la supervivencia dependen más del contacto con el hueso cortical que del diámetro del tornillo, pero un tornillo de mayor diámetro demuestra mayor estabilidad primaria cuando se aplica una fuerza elevada. En estos momentos, los datos disponibles parecen indicar que la proximidad de las raíces no es un factor que influya considerablemente en la estabilidad del tornillo a largo plazo[29] y que, por lo menos en los perros, la perforación del ligamento periodontal no induce anquilosis.[30] No podemos descartar en los seres humanos el riesgo de anquilosis al cicatrizar el hueco del tornillo, por lo que probablemente convenga evitar todo contacto con las raíces dentales en los pacientes adolescentes, aun cuando no altere la estabilidad del DAT.
- *El estrechamiento gradual del tornillo.* Datos obtenidos en experimentos con animales demuestran que los tornillos cónicos que son más gruesos cerca de la cabeza que los tornillos cilíndricos provocaron mayores daños microscópicos en el hueso cortical.[31] Esto podría alterar la estabilidad secundaria, aun cuando la estabilidad primaria mejore.
- *La forma de la punta* (v. fig. 10-45). Todos los minitornillos son autoenroscables (es decir, crean su propio roscado al penetrar). Existen dos diseños de tornillos autoenroscables: de formación de roscado y de corte de roscado. La diferencia estriba en la presencia de un surco de corte en la punta de un tornillo de corte de roscado. Un tornillo de formación de roscado comprime el hueso alrededor de sus roscas al penetrar, proporciona mejor contacto entre el hueso y el tornillo, y se adapta mejor al hueso alveolar. Las estrías de un tornillo de corte de roscado facilitan su penetración en el hueso de mayor densidad.[32] Parece que los tornillos de corte de roscado funcionan mejor en la rama mandibular, el saliente bucal mandibular, el pilar cigomático y el paladar.
- *La superficie de la parte roscada del tornillo.* Aunque algunos datos obtenidos en estudios con animales parecen indicar que utilizando una superficie rugosa (tratada con chorro de arena y/o grabada con ácido) se consigue mayor estabilidad primaria y es posible cargar inmediatamente el tornillo,[33] no parece que las características superficiales del tornillo influyan demasiado en la estabilidad clínica.[34]

Véase Crismani et al.[35] para poder tener una revisión más detallada de los factores que influyen en la estabilidad clínica y los porcentajes de éxito.

Sencillez de manejo. Otro aspecto importante de cualquier DAT es su sencillez de manejo. Esto presenta dos componentes: la facilidad o la dificultad para colocar el tornillo (fig. 10-46) y la facilidad para poder utilizar la cabeza del tornillo expuesto como anclaje para resortes o alambres.

Entre los factores que influyen en la facilidad a la hora de colocar los tornillos cabe destacar:

- Si se necesita un orificio piloto. Los tornillos autoenroscables no necesitan un orificio piloto más allá de la placa cortical y pueden atravesar esta si es bastante delgada.[36] Los tornillos de este tipo han desbancado ya en gran medida a aquellos otros que necesitan un orificio piloto, ya que se pueden usar de ambos modos, lo que permite tomar la decisión en el momento de insertarlos. Si cuesta atravesar la placa cortical, puede que haya que abrir un orificio piloto para evitar una fuerza excesiva durante la inserción, con el riesgo de que se fracture el tornillo.
- Si es necesario agujerear el tejido. Raras veces es necesario agujerear el tejido, a menos que se vaya a abrir un orificio piloto, aunque a menudo es necesario en encías no adheridas para evitar que el tejido gingival se enrede en la rosca del tornillo.
- La facilidad o dificultad para atornillar cuando se presiona sobre el tornillo al insertarlo. A este respecto es importante el momento de torsión durante la inserción, que depende tanto de los factores mecánicos citados anteriormente (y que influyen en su estabilidad) como de la densidad ósea y el espesor cortical. Aunque un momento de inserción elevado incrementa la estabilidad primaria, puede causar la fractura del tornillo, mayores microfracturas en el hueso y una disminución de la estabilidad secundaria. Un momento de torsión moderado proporciona bastante estabilidad primaria sin una compresión ósea excesiva ni una remodelación posterior del hueso. Para insertar el tornillo se necesita un destornillador especial que encaje alrededor de la cabeza de ese tipo de tornillo, y algunos sistemas ofrecen un instrumento de torsión controlada para la inserción de sus tornillos óseos (fig. 10-47).

Un factor importante que puede influir en la facilidad a la hora de fijar resortes o alambres es el uso de un anclaje directo o indirecto. En el primer caso, la fuerza se aplica directamente sobre un diente o un grupo de dientes mediante un tornillo óseo. Para poder hacerlo, conviene fijar resortes de NiTi a la cabeza del tornillo sin necesidad de ligarlos, lo que significa que la cabeza del tornillo debe tener una zona de anclaje en la que se puedan encajar. En el caso del anclaje indirecto, el tornillo óseo ancla un diente o un grupo de dientes sobre los que se aplica la fuerza, y el objetivo consiste en prevenir el movimiento de esos dientes. Aunque se puede conseguir algo de anclaje indirecto mediante una ligadura entre el tornillo óseo y el diente o los dientes anclados, para el anclaje indirecto se necesita normalmente que la cabeza del tornillo tenga una ranura rectangular o un orificio al que se pueda fijar o cementar un alambre (fig. 10-48).

En resumen, en el cuadro 10-2 se enumeran las características deseables de un DAT de tornillos óseos. Dado que no hay ningún dispositivo que reúna todas estas características, esto

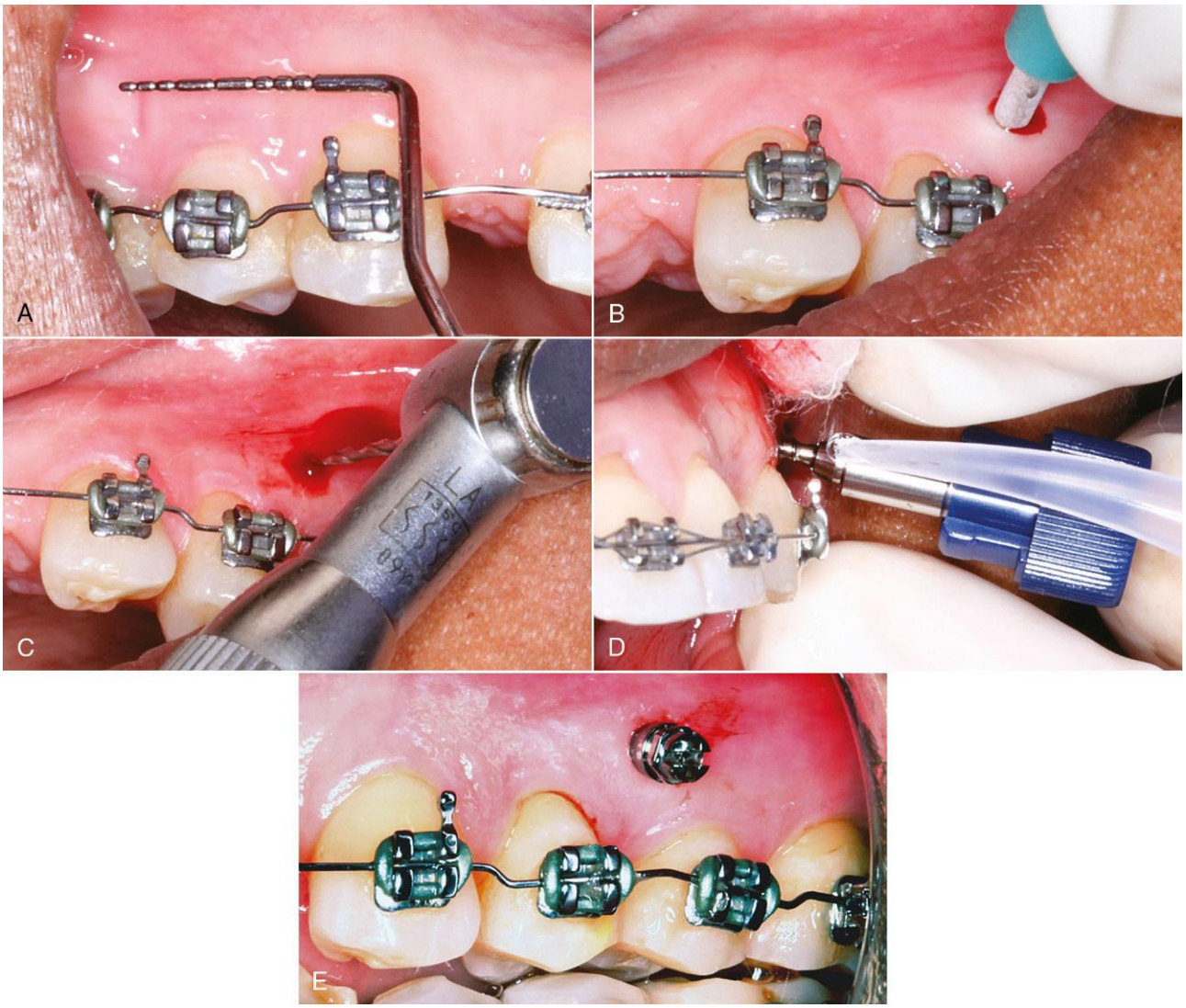


FIGURA 10-46 Secuencia de pasos para la inserción de un tornillo óseo alveolar. **A.** Se marca la posición para el tornillo, que debe quedar en la encía mejor que en la mucosa, si es posible, pero que debe tener altura suficiente para adaptarse a cualquier cambio vertical en la posición del diente. Se pueden observar los dobleces en el arco de alambre, usados para separar ligeramente las raíces en la zona en la que se va a colocar el tornillo. **B.** Se usa un sacabocados tisular, necesario si se va a abrir un agujero en el hueso o si el tornillo tiene que atravesar la mucosa, pero que puede ser innecesario si se va a colocar un tornillo a través de la encía. **C.** Se perfora un orificio piloto a través de la placa cortical (únicamente si el hueso cortical es relativamente grueso). **D.** Se coloca el tornillo (que posteriormente será atornillado) en esa posición con un destornillador especial que encaja en la cabeza del tornillo. **E.** El tornillo colocado y listo para ser utilizado.



FIGURA 10-47 Los destornilladores para algunos tornillos están diseñados de tal manera que no suministran más de una cantidad de fuerza de torsión controlada, lo que reduce el riesgo de fracturar el tornillo o de ejercer una fuerza excesiva en el hueso.

puede servir como ayuda para poder alcanzar un compromiso a la hora de elegir el tornillo, y nos indica que para obtener unos resultados eficientes hay que utilizar más de un tipo de tornillo óseo.

Miniplacas

Normalmente se colocan en la base del arco cigomático (v. fig. 15-10), pero pueden utilizarse también en otros lugares (fig. 10-49). Se sujetan con varios tornillos y tienen solo un pequeño conector que se prolonga hasta la boca. La posición ideal para el conector es la línea de unión entre el tejido gingival adherido y la mucosa laxa.

Como en el caso de los tornillos, las características fundamentales son también la estabilidad y la sencillez. En el caso de las miniplacas, la estabilidad depende fundamentalmente de dos factores:

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

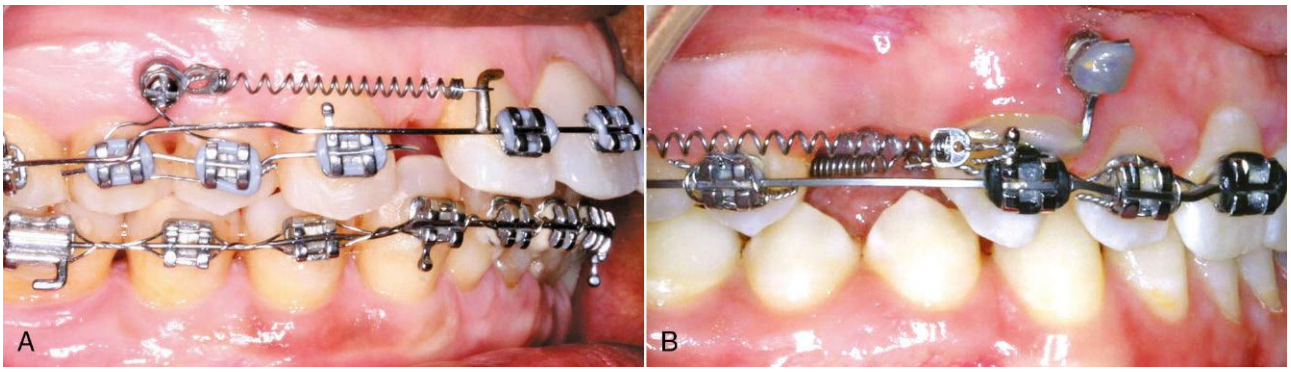


FIGURA 10-48 **A.** Un tornillo óseo alveolar de los que se usan para el anclaje directo suele servir como punto de anclaje para un resorte de NiTi superelástico, como el utilizado en este caso para retraer los incisivos superiores protruyentes. **B.** Los tornillos óseos sirven también para el anclaje indirecto, cuando se usa una fijación rígida al tornillo para impedir el movimiento de los dientes de anclaje, como en este caso en el que se desea adelantar los dientes posteriores de la arcada superior con un resorte hacia el canino inmovilizado.

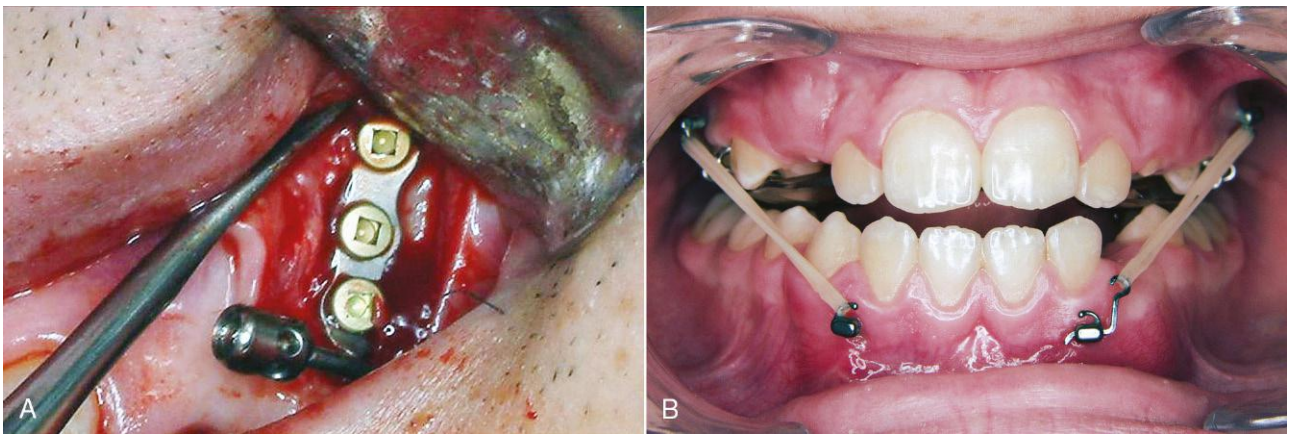


FIGURA 10-49 **A.** Para colocar una miniplaca en la base del arco cigomático es necesario levantar un colgajo para exponer el hueso, y recortarla de tal manera que se adapte perfectamente a la superficie. En esta zona queda por encima de las raíces de los dientes, y ocupa una posición ideal como anclaje para el movimiento mesiodistal de los dientes superiores. **B.** Miniplaca colocada en el maxilar inferior para que sirva de anclaje para unos elásticos de clase III. Se puede ver que se ha usado un segmento de alambre en uno de los lados para mover el punto de anclaje y que el elástico no pince la encía. La posibilidad de mover el punto de anclaje es una ventaja importante de las miniplacas, que no tienen los tornillos solitarios.



Número de tornillo	2	3	2	3	4
Porcentaje de éxito	23/26 88%	11/11 100%	25/26 96%	69/69 100%	20/20 100%

FIGURA 10-50 Porcentajes de éxito de placas con diferentes diseños y número de tornillos, colocadas por un mismo operario. Los porcentajes de éxito fueron bastante altos en todas estas aplicaciones, pero los fallos fueron más frecuentes con dos tornillos que con tres, y no se obtuvieron mejores resultados con cuatro tornillos que con tres, por lo que es preferible usar solo tres tornillos. (Por cortesía del Dr. T. Wu.)

- El número de tornillos que se utilicen para fijar la placa. En la figura 10-50 se muestran los porcentajes de éxito de placas de cuatro diseños diferentes colocadas por un mismo operario. Aparentemente, se consigue más estabilidad con tres tornillos que con dos, aunque no se consigue mayor estabilidad utilizando cuatro tornillos.
- La edad del paciente. Como se puede ver en la tabla 10-5, el número de miniplacas fallidas en Carolina del Norte y Bélgica fue mucho mayor en pacientes jóvenes que todavía no había entrado en la pubertad y en la arcada inferior, donde se utilizaron miniplacas solo en pacientes jóvenes. Esto es una observación especialmente pertinente en relación con el uso de elásticos de clase III unidos a miniplacas superiores e inferiores (v. capítulo 13): el hueso no alcanza la madurez adecuada para poder retener adecuadamente los tornillos antes de los 11 años de edad, aproximadamente (obviamente, hablamos de edad de maduración, no de edad cronológica).

Las miniplacas son muy bien aceptadas por pacientes y profesionales, y constituyen un complemento seguro y eficaz para el tratamiento ortodóncico complejo.[37] Para colocar una miniplaca es necesario reflejar un colgajo y suturar después la incisión de los tejidos blandos; por esta razón, su colocación quirúrgica plantea bastantes más dificultades que la de los tornillos. Es importante moldear las miniplacas para que se adapten perfectamente al hueso de la base del cigoma, y mantener también el contacto con el hueso en el punto de emergencia para evitar que el tornillo proximal no soporte un momento de fuerza excesivo. Como norma general, los ortodoncistas pueden colocar DAT con tornillos óseos en el hueso alveolar con resultados bastante satisfactorios, pero es mejor que de las miniplacas se encarguen aquellas personas que tengan más experiencia quirúrgica. Para un cirujano, esta es una intervención relativamente corta que puede realizarse bajo anestesia local y sin complicaciones importantes.[38]

No obstante, una vez colocadas son tan fáciles de utilizar como los DAT alveolares, quizás incluso más sencillas debido a que se pueden aplicar fuerzas más intensas. En comparación con los tornillos alveolares individuales, las miniplacas presentan tres ventajas fundamentales:

- Una miniplaca puede tolerar fuerzas considerablemente más intensas debido a que está sujeta por varios tornillos y suele colocarse en una zona de hueso cortical más grueso.
- Si la miniplaca dispone de un mecanismo de bloqueo (como así debería ser), se puede cambiar fácilmente la dirección de tracción y alejar el foco de la fuerza a una distancia considerable lanzando ganchos de alambre desde el dispositivo intraoral (fig. 10-51; v. también fig. 10-48). Esto también se puede hacer con tornillos individuales que dispongan de una ranura para una extensión de alambre, pero al aplicar una fuerza sobre la extensión se introduce un momento que puede apretar excesivamente o aflojar el

TABLA 10-5

Porcentaje de fracasos de miniplacas

	Universidad de Carolina del Norte (UNC)	Universidad católica de Lovaina (UCL)
Número de miniplacas	59	141
Número de fracasos	4 (7%)	11 (8%)
Por movilidad	2	5
Ulceración de tejidos blandos	0	4
Rotura del anclaje	1	2
Posición incorrecta	1	0
En pacientes en crecimiento	3 (75%)	8 (73%)
En adultos	1 (25%)	3 (27%)
En el maxilar inferior	ND	6 (56%)

ND, no disponible.
Adaptado de Cornelis MA, Scheffler NR, Nyssen-Behets C, et al. Am J Orthod Dentofac Orthop 133:8-14, 2008.



FIGURA 10-51 **A-D.** Por medio de extensiones de alambre desde miniplacas se puede crear una gran variedad de puntos de inserción, como se puede ver en esta serie de variantes en las direcciones de fuerza utilizando miniplacas en la misma posición en la base del cigoma. (Por cortesía del Dr. T. Wu.)

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.

CUADRO 10-3

DAT: TORNILLOS ÓSEOS O MINIPLACAS

Indicaciones para los tornillos óseos

Recolocación de dientes individuales

- Dientes ausentes → falta de anclaje
- Dientes impactados

Recolocación de grupos de dientes

- Cierre de espacios
 - Retracción importante de incisivos
 - Retracción e intrusión de incisivos
- Movimiento mesial
 - Dientes posteriores de la arcada superior
 - Dientes posteriores de la arcada inferior
 - Toda la arcada inferior
- Intrusión de dientes anteriores o posteriores (pero no de ambos simultáneamente)

Indicaciones para las miniplacas

Recolocación de grupos de dientes

- Distalización de toda la arcada superior o inferior
- Intrusión de dientes anteriores y posteriores

Modificación del crecimiento

- Elásticos de clase III, niño con deficiencia del maxilar superior
- ¿Restricción del crecimiento vertical del maxilar superior?

tornillo. Este problema no existe con las miniplacas, que van sujetas por varios tornillos.

- Las miniplacas pueden colocarse muy por encima de las raíces de los dientes superiores, de tal manera que un tornillo interdental no se convierta en una barrera que impida el movimiento de todos los dientes en sentido mesial o distal. Cuando se utilizan tornillos interdentales individuales es necesario recolocarlos para poder desplazar distalmente los dientes anteriores al tornillo o mesialmente los dientes posteriores al mismo.[39]

Si comparamos los DAT alveolares con las miniplacas (cuadro 10-3), podemos extraer una conclusión bastante razonable: los tornillos individuales son menos invasivos y están indicados siempre que puedan proporcionar un anclaje adecuado, como sucede cuando hay que recolocar unos pocos dientes. Si lo que se busca es la inclusión de los dientes posteriores de la arcada superior (para lo que se requiere una fuerza muy leve), se puede utilizar un tornillo largo en la base de la arcada alveolar (v. capítulo 18). Cuando hay que conseguir un movimiento más complejo y extenso de varios dientes (el mejor ejemplo sería la distalización de toda una arcada dental), las miniplacas ofrecen mejor control, no suelen aflojarse y no es necesario sustituirlas.

Bibliografía

1. Graber TM, Rakosi T, Petrovic AG, editors: Dentofacial Orthopedics with Functional Appliances, St. Louis: Mosby; 1997.
2. Sheridan JJ, Ledoux W, McMinn R. Essix appliances: minor tooth movement with divots and windows. J Clin Orthod 28:659-665, 1994.
3. Sheridan JJ, Armbruster P, Nguyen P, et al. Tooth movement with Essix molding. J Clin Orthod 38:435-441, 2004.
4. Kravitz ND, Kusnoto B, BeGole E, et al. How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. Am J Orthod Dentofac Orthop 135:27-35, 2009.
5. Begg PR, Kesling PC. Begg Orthodontic Theory and Technique. 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders; 1977.
6. Parkhouse RC. Tip-Edge Orthodontics. Edinburgh/New York: Mosby; 2003.
7. Andrews LF. Straight Wire: The Concept and Appliance. San Diego: LA Wells; 1989.
8. Al-Saleh M, El-Mowafy O. Bond strength of orthodontic brackets with new self-adhesive resin cements. Am J Orthod Dentofac Orthop 137:528-533, 2010.
9. Chapman JA, Roberts WE, Eckert GJ, et al. Risk factors and severity of white spot lesions during treatment with fixed orthodontic appliances. Am J Orthod Dentofac Orthop 138:188-194, 2010.
10. Shungin D, Olsson DI, Persson M. Orthodontic treatment-related white spot lesions: a 14-year prospective quantitative follow-up, including bonding material assessment. Am J Orthod Dentofac Orthop 138:136e1 -136e8, discussion 136-137, 2010.
11. Benson PE, Parkin N, Millett DT, et al. Fluorides for the prevention of white spots on teeth during fixed brace treatment. The Cochrane Database of Systematic Reviews, 2007, Issue 1; The Cochrane Collaboration, John Wiley and Sons, Ltd.
12. Rogers S, Chadwick B, Treasure E. Fluoride-containing orthodontic adhesives and decalcification in patients with fixed appliances: a systematic review. Am J Orthod Dentofac Orthop 138:390.e1-390.e8, discussion 390-391, 2010.
13. Baturina O, Tulecki E, Guney-Altay O, et al. Development of a sustained fluoride delivery system. Angle Orthod 80:1129-1135, 2010.
14. Guzman-Armstrong S, Chalmers J, Warren JJ. White spot lesions: prevention and treatment. Am J Orthod Dentofac Orthop 138:690-696, 2010.
15. Murphy TC, Willmot DR, Rodd HD. Management of postorthodontic white lesion with microabrasion: a quantitative assessment. Am J Orthod Dentofac Orthop 131:27-33, 2007.
16. Kolokitha OE, Kaklamanos EG, Papadopoulos MA. Prevalence of nickel hypersensitivity in orthodontic patients: a meta-analysis. Am J Orthod Dentofac Orthop 134:722.e1-722.e12, discussion 722-723, 2008.
17. Feldon PJ, Murray PE, Burch JG, et al. Diode laser debonding of ceramic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop 138:458-462, 2010.
18. Marshall SD, Currier GF, Hatch NE, et al. Self-ligating bracket claims. Am J Orthod Dentofac Orthop 138:128-131, 2010.
19. Wiechmann D. A new bracket system for lingual orthodontic treatment. Part 1. J Orofac Orthop 63:234-245, 2002; Part 2. J Orofac Orthop 64:372-388, 2003.
20. Grauer D, Proffit WR. Accuracy in tooth positioning with fully customized lingual orthodontic appliances. Am J Orthod Dentofac Orthop 140:433-443, 2011.
21. Walton D, Fields HW, Johnston WM, et al. Orthodontic appliance preferences of children and adolescents. Am J Orthod Dentofac Orthop 138:698.e1-698.e12, 2010.
22. Braun S, Hnat WH, Fender WE, et al. The form of the human dental arch. Angle Orthod 68:29-36, 1998.
23. Alford TJ, Roberts WE, Hartsfield JK, et al. Clinical outcomes for patients finished with the SureSmile method compared to conventional fixed orthodontic therapy. Angle Orthod 81:383-388, 2011.
24. Burstone CJ, Liebler SA, Goldberg AJ. Polyphenylene polymers as esthetic orthodontic archwires. Am J Orthod Dentofac Orthop 139 (4 Suppl):e391-e398, 2011.
25. Brinley CL, Behrents R, Kim KB, et al. Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. Angle Orthod 79:1156-1161, 2009.
26. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofac Orthop 130:18-25, 2006.
27. Brettin BT, Grosland NM, Qian F, et al. Bicortical vs. monocortical orthodontic skeletal anchorage. Am J Orthod Dentofac Orthop 134:625-635, 2008.

28. Chatzigianni A, Keilig L, Reimann S, et al. Effect of mini-implant length and diameter on primary stability under loading with two force levels. Eur J Orthod, 2010, E-pub Nov.
29. Kim SH, Kang SM, Choi YS, et al. Cone-beam computed tomography evaluation of mini-implants after placement: is root proximity a major risk factor for failure? Am J Orthod Dentofac Orthop 138:264-276, 2010.
30. Brisceno CE, Rossouw PE, Carrillo R, et al. Healing of the roots and surrounding structures after intentional damage with miniscrew implants. Am J Orthod Dentofac Orthop 135:292-301, 2009.
31. Lee NK, Baek SH. Effects of the diameter and shape of orthodontic mini-implants on microdamage to the cortical bone. Am J Orthod Dentofac Orthop 138:8e1-8e8, discussion 8-9, 2010.
32. Yerby S, Scott CC, Evans NJ, et al. Effect of cutting flute design on cortical bone screw insertion torque and pullout strength. J Orthop Trauma 15:216-221, 2001.
33. Kim SH, Cho JH, Chung KR, et al. Removal torque values of surface-treated mini-implants after loading. Am J Orthod Dentofac Orthop 134:36-43, 2008.
34. Chaddad K, Ferreira AF, Geurs N, et al. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. Angle Orthod 78:107-113, 2008.
35. Crismani AG, Bertl MH, Celar AG, et al. Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials. Am J Orthod Dentofac Orthop 137:108-113, 2010.
36. Baumgaertel S. Predrilling of the implant site: is it necessary for orthodontic mini-implants? Am J Orthod Dentofac Orthop 137:825-829, 2010.
37. Cornelis MA, Scheffler NR, Nyssen-Behets C, et al. Patients' and orthodontists' perceptions of miniplates used for temporary skeletal anchorage: a prospective study. Am J Orthod Dentofac Orthop 133:18-24, 2008.
38. Cornelis MA, Scheffler NR, Mahy P, et al. Modified miniplates for temporary skeletal anchorage in orthodontics: placement and removal surgeries. J Oral Maxillofac Surg 66:1439-1445, 2008.
39. Chung KR, Choo H, Kim SH, et al. Timely relocation of mini-implants for uninterrupted full-arch distalization. Am J Orthod Dentofac Orthop 138:839-849, 2010.

© Elsevier. Fotocopiar sin autorización es un delito.